

Aus der Frauenklinik
der Justus Liebig-Universität Gießen
Direktor: Prof. Dr. R. Kepp

**Experimentelle Grundlagen
der biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung bei
der kombinierten Radium-Telekobalt-Therapie des
Kollum-Karzinoms nach der Gießener Methode**

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
des Bereichs Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von
Jürgen Hartwig
aus Hamburg

Gießen 1972

Aus der Frauenklinik
der Justus Liebig-Universität Gießen
Direktor: Prof. Dr. R. Kepp

**Experimentelle Grundlagen
der biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung bei
der kombinierten Radium-Telekobalt-Therapie des
Kollum-Karzinoms nach der Gießener Methode**

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
des Bereichs Humanmedizin
der Justus Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von
Jürgen Hartwig
aus Hamburg

Gießen 1972

Aus der Frauenklinik
des hiesigen Landes-Hospitals
Direktor: Prof. Dr. R. Kepp

Experimentelle Grundlagen

der blutigen Infektionskrankheiten bei
der komplizierten Keimungs-Infektion des
Kollum-Karzinoms nach der Giese'schen Methode

INAUGURAL-DISSERTATION

zur Erlangung des Doktorgrades
an der Universität
Leiden



vorgelegt von

Jürgen Ringleb

aus Hamburg

Dekan: Professor Dr. H. Staudinger

Referent: Professor Dr. R. Kepp

Korreferent: Professor Dr. D. Ringleb

Leiden 1911

I.	Einleitung	1
II.	Die Geschichte der Tuljan	2
III.	Die Bedeutung der Tuljan	3
IV.	Die Tuljan in der Literatur	4
V.	Die Tuljan in der Kunst	5
VI.	Die Tuljan in der Wissenschaft	6
VII.	Die Tuljan in der Philosophie	7
VIII.	Die Tuljan in der Religion	8
IX.	Die Tuljan in der Politik	9

In Freundschaft "Tuljan" gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

I.	Einleitung	Seite 1
II.	Problemstellung	3
III.	Material und Methodik	5
IV.	Eigene Untersuchungen	9
V.	Diskussion	52
VI.	Zusammenfassung	62
VII.	Literaturverzeichnis	63
VIII.	Danksagung	75
IX.	Lebenslauf	76

I. Einleitung

Kurze Zeit nach Entdeckung der Röntgenstrahlen im Jahre 1895 begann in Wien L. FREUND diese Strahlen 1898 erstmals auf medizinischem Gebiet therapeutisch einzusetzen. 1902 wurde die erste Röntgenbestrahlung eines inoperablen Kollum-Karzinoms durch DEUTSCH in München vorgenommen. Die teilweise beachtlichen Bestrahlungsergebnisse der 20er und 30er Jahre ließen in den folgenden Jahrzehnten einen weiteren stetigen Anstieg der Heilungsziffern erkennen, wie die Jahresberichte (Annual Reports on the Results of Treatment in Carcinoma of the Uterus, Stockholm) zeigen. Heute hat die Strahlentherapie in der Gynäkologie die gleiche Bedeutung erlangt wie die operativen Behandlungsmaßnahmen beim Genitalkarzinom (24, 27, 29, 30, 39, 60, 85, 111, 119, 126, 131, 138).

Zahlreiche Versuche mit konventionellen Röntgenstrahlen, die relative Tiefendosis zu erhöhen und damit zu einer besseren geometrischen Dosisverteilung zu kommen (43, 50, 52, 127, 133, 134, 142, 146, 160), führten schließlich zur Methode der "Kreuzfeuerbestrahlung". In logischer Fortsetzung der diesem Bestrahlungsverfahren zugrunde liegenden Gedankengänge entwickelte sich die Bewegungsbestrahlung (89, 152, 159).

Als Vorläufer der Bewegungsbestrahlung ist der bereits 1906 von KOHL (78) auf Anregung von WERNER (157) entwickelte "Bestrahlungskonzentrator" zu erwähnen, dem in den folgenden Jahren verschiedene weitere zur Bewegungsbestrahlung konstruierte Geräte folgten (115, 117, 120, 122, 149). Die erste eigentliche Bewegungsbestrahlung wurde von H. MEYER (105, 106) ausgeführt, wobei er sich der von ihm 1912 angeregten und von POHL (120) gebauten "Schwingenden Röhre" bediente. Die weitere Entwicklung der Bewegungsbestrahlung setzte jedoch erst mit Beginn der 30er Jahre ein (3, 5, 6, 21, 22, 23, 31, 55, 64, 73, 79, 80, 94, 96, 97, 99, 100, 101, 102, 103, 112, 113, 123, 139, 140, 150, 151, 153, 154, 158).

Die Bewegungsbestrahlung mit ihren vielen technischen Möglichkeiten (Rotationsbestrahlung, Pendelbestrahlung, Konvergenzbestrahlung, Pendelkonvergenzbestrahlung, Tangentialbestrahlung) brachte die beste Lösung des Problems der Erhöhung der Herddosis im Verhältnis zur Oberflächendosis bei Benutzung konventioneller Röntgenstrahlen.

Die Einführung der Supervolttherapie (1, 7, 9, 11, 49, 51, 53, 60, 63, 65, 91, 108, 129, 132, 144, 151), die sich anfangs der Einfachbeschleuniger (Kaskadengenerator, Bandgenerator), später der Vielfachbeschleuniger in Form der Linearbeschleuniger und Umlaufbeschleuniger (Cyclotron, Synchrocyclotron, Betatron) und der radioaktiven Isotope, vor allem CO-60 und Caesium-137 (61, 107, 109, 135, 145), zur perkutanen Therapie bediente, ermöglichte die Applikation großer Herddosen ohne Überschreiten der Hauttoleranzen. Auch in der Supervolttherapie hat die Bewegungsbestrahlung ihre Bedeutung behalten, da durch sie die günstigsten Dosisverteilungen erzielt werden und damit eine bessere Anpassung an den Tumorerd möglich ist.

In der gynäkologischen Tiefentherapie hat sich vor allem die Pendelbestrahlung durchgesetzt. Neuere Bestrahlungsgeräte für die Supervolttherapie sind sowohl für die Bestrahlung unter Stehfeldbedingungen als auch für die Pendelbestrahlung eingerichtet. Wegen ihrer vielseitigen Verwendbarkeit, relativen Preiswürdigkeit und geringen Störanfälligkeit im Dauerbetrieb haben sich in der Welt vor allem die Telegammageräte durchgesetzt, wie die Ermittlungen der I.A.E.A. zeigen (8).

Die Bewegungsbestrahlung wird im Rahmen der gynäkologischen Strahlentherapie für ein klar umschriebenes Indikationsgebiet eingesetzt, in das vor allem Bestrahlungen fallen, bei denen eine besonders starke Dosiskonzentration auf kleinem Raum gewünscht wird.

II. Problemstellung

Viele der Probleme der Strahlentherapie des Cervix-Karzinoms sind durch umfangreiche technisch-physikalische, strahlenklinische und strahlenbiologische Forschungsarbeiten weitgehend gelöst worden (2, 14, 28, 46, 47, 56, 57, 58, 59, 62, 69, 72, 75, 87, 88, 90, 93, 110, 124, 125, 128, 150).

Ein Problem jedoch hat nach wie vor Aktualität. Es handelt sich um die Schwierigkeit, bei ausreichender Strahlendosis am Tumor und seinen Ausbreitungsgebieten die benachbarten Beckenorgane so weit wie möglich zu schonen.

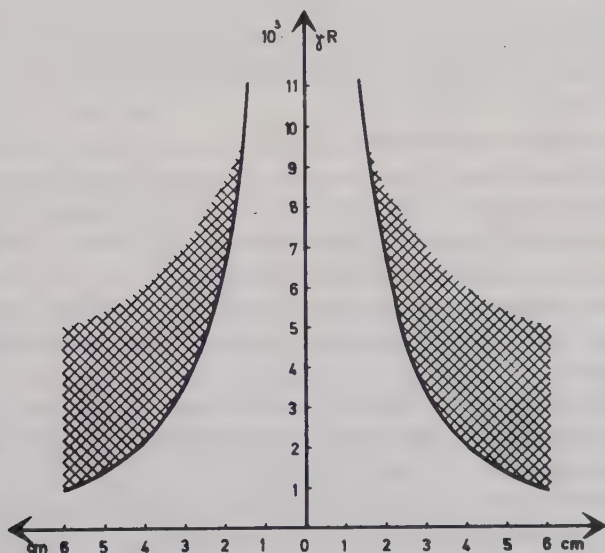


Abb. 1 Dosisverteilung in der Frontalebene des kleinen Beckens bei insgesamt 4000 mgeh Radium durch 2 intrazer-vikale Einlagen (ausgezogene Linie). Das der schraffierten Fläche entsprechende Volumen muß durch perkutane Tiefenbestrahlung ausgefüllt werden.

Der Ausgangspunkt des Karzinoms, die Cervix uteri, läßt sich durch intrazervikale Radiumeinlagen in der Mehrzahl der Fälle ausreichend hoch bestrahlen. Deshalb gilt nach wie vor die Bestrahlung mit Radium (bzw. mit CO-60-Perlen oder mit Cs-137-Trägern) als die adäquate Bestrahlungsmethode für das Karzinom der Cervix uteri. An der Gießener Universitäts-Frauenklinik wurde während dieser Untersuchungen meistens eine Radiumdosis von insgesamt 4000 mgeh appliziert (z. B. durch 2 intrazervikale Einlagen von 22 h 13' - Dauer des Röhrenfilters 204 K * geladen mit 9 Normalröhrchen 69 mit je 10 mg Radiumelement). Die Dosisverteilung im Frontalschnitt des kleinen Beckens ist in Abb. 1 dargestellt.

Bei Ausbreitung des Kollum-Karzinoms über die Cervix uteri hinaus bedarf es jedoch einer Zusatzbestrahlung, die folgenden Bedingungen erfüllen muß:

1. Ausreichende Bestrahlung der Ausbreitungswege des Kollum-Karzinoms bis hin zur Beckenwand unter Einschluß der primären Lymphknotenstationen.
2. Schonung der Haut und Nachbarorgane wie Blase, Ureter, Rektum-Sigmoid und Hüftgelenk.
3. Einseitige, stabile Lagerung der Patienten und genügend genaue Reproduzierbarkeit der einmal gewählten Einstellung.
4. Einfache Anpassung der Zusatzbestrahlung zum Ausgleich fehlender Radiumdosis (z. B. bei nicht sondierbarem Zervikalkanal).
5. Vermeidung von Unter- und Überdosierung bei exzentrischer Lage des Radiumträgers zur Körperachse.

Als bestrahlungstechnische Möglichkeit der Zusatzbestrahlung bieten sich Einzelfelder bzw. deren Kombination und eine Pendelbestrahlung um eine oder mehrere Achsen an. Nach Ansicht zahlreicher Autoren (20, 34, 54, 83, 95, 147) erscheinen obige Bedingungen am besten durch die biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung erfüllt zu sein. Durch die Pendelbestrahlung soll das der in Abb. 1 schraffiert dargestellten Fläche entsprechende Volumen ausgestrahlt werden.

* Fa. Buchler & Co, Braunschweig.

III. Material und Methodik

Die Messungen wurden an einer Kobalteinheit (Gammatron "Modell 1 c" der Siemens-Reiniger Werke) vorgenommen, deren Quellenstärke bei voller Ladung 4000 Ci und zur Zeit der Messungen etwa 2400 Ci CO-60 betrug. Als Phantome dienten ein "körpergerechtes" Phantom, bei dem es sich um ein seitensymmetrisches Modell des Unterbauchs handelte, das nach Vorarbeiten von VAHRSON (147) hergestellt worden war, und ein "Ideal"-Phantom*. Beide waren aus 2 cm dicken Plexiglasplatten (Dichte 1,18 g/ccm) zusammengesetzt. Die in den Abbildungen gezeigten Isodosenverläufe wurden gemessen in Höhe der Cervix uteri, entsprechend der Scheibe 6 unseres "körpergerechten" Phantoms (Durchmesser: 21,5 cm und 43,5 cm) bzw. der Scheibe 4 unseres "Ideal"-Phantoms (Durchmesser: 18,0 cm und 32,0 cm). Auf den Plexiglas-scheiben beider Phantome waren nach Röntgenaufnahmen und anatomischen Atlanten (116) Skelettquerschnitte mit den interessierenden Organen (Vagina, Uterus, Harnblase, Rectum-Sigmoid, Gefäßlymphsystem) farbig eingraviert. Die Scheiben waren mit insgesamt 60 Bohrungen versehen, die der Aufnahme von Kondensatorkammern dienten und sonst mit Mix-D-Stäbchen (76) verschlossen wurden. Die Bohrungen waren in einem Koordinatennetz angeordnet, wobei der Abstand der einzelnen Bohrlöcher voneinander 2 cm betrug. Ein Querschnitt des Plexiglas-Phantoms mit anatomischer Übersicht und Lage der Meßpunkte (entsprechend Scheibe 6 unseres "körpergerechten" Phantoms) ist der Abb. 2 zu entnehmen. Die Messungen wurden mit Kondensatorkammern**, die einen Durchmesser von 6 mm, eine Länge von 18 mm und einen Messbereich von 15 R bis 600 R hatten, und einem Kondiometer** ausgeführt.

* Hersteller: Fa. W. Vogel, Gießen, Marburger-Straße

**P.T.W. Freiburg/Brsg.

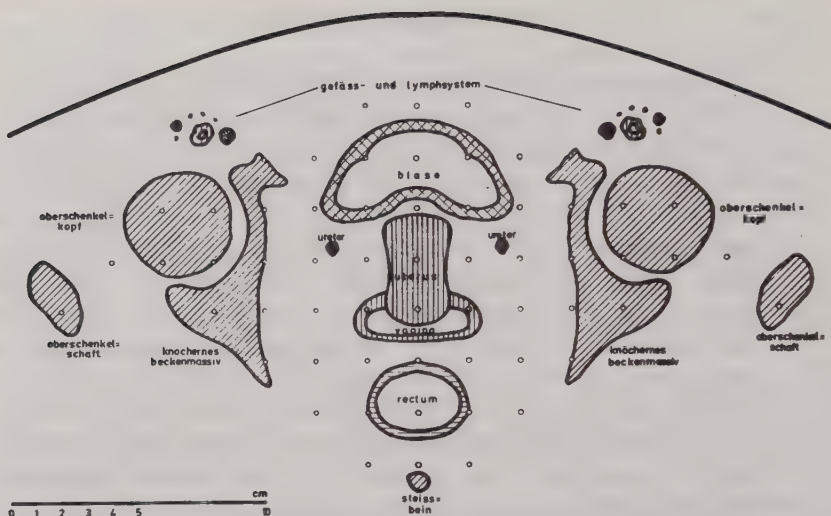


Abb. 2 Querschnitt des "körpergerechten" Plexiglas-Phantoms mit Anatomie des kleinen Beckens und Lage der Meßpunkte.

Während der Bestrahlungsversuche lagerten die Phantome auf einem Bestrahlungstisch *. Die Querschnitte der Phantom-Tisch-Einheit zeigen die Abb. 3 und 4.

Die Telekobalt-Pendelbestrahlung wurde biaxial vorgenommen. Hierbei wurde um zwei symmetrisch zur Körpermitte in Höhe der Cervix uteri gelegene Achsen gependelt. Durch Variation von Pendelachsabstand, Pendelwinkel und Aussparung eines nicht bestrahlten Teils des Pendelwinkels bei konstantem Herdfeld (6 x 12 cm), konstantem Fokus-Drehpunkt-Abstand (65 cm) und Einstellung auf die 50%-Halbschattenlinie wurde unter verschiedenen Versuchsbedingungen gemessen und die Meßwerte wurden in Isodosenverläufen dargestellt.

In weiteren Versuchsreihen wurden Oberflächenbelastungen bei Variation der oben genannten Parameter gemessen und die Strahlenbelastung der Urethra und des Ureters in sei-

* Hersteller: Fa. Siemens/Erlangen.

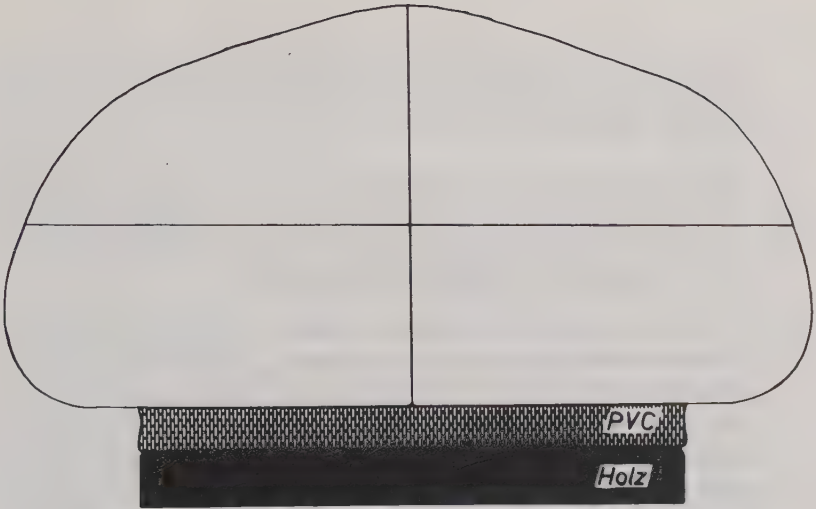


Abb. 3 "Körpergerechtes" Phantom. Querschnitt der Phantom-Tisch-Einheit

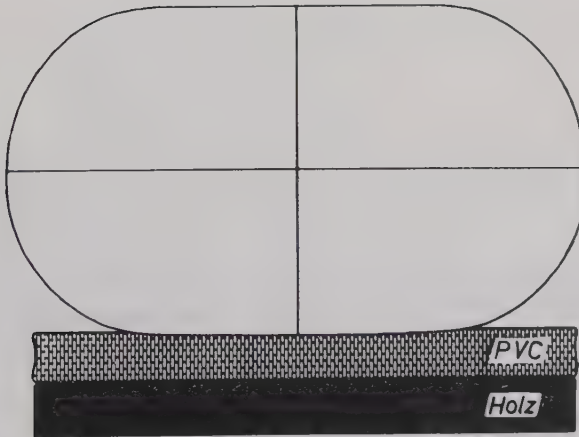


Abb. 4 "Ideal"-Phantom. Querschnitt der Phantom-Tisch-Einheit.

nem Verlauf dargestellt. Schließlich wurden Isodosenverläufe im Frontalschnitt der Anatomie des weiblichen Unterbauchs erarbeitet.

Zur Überprüfung der Genauigkeit unserer Messungen wurden in einigen Fällen zusätzlich Vergleiche der Achsendosiswerte zwischen rechnerisch ermittelten und experimentell-dosimetrisch gefundenen Werten vorgenommen.

Jeder Pendelversuch wurde bei guter Übereinstimmung der Werte mindestens zweimal ausgeführt. Bei größeren Abweichungen der einzelnen Meßwerte wurden bis zu vier weitere Versuche vorgenommen. Bei seitenungleichen Werten, die unter 5% differierten, wurde interpoliert. Die Konstanz der Meßkammern wurde nach jedem 5. Pendelversuch unter Stehfeldbedingungen getestet. Defekte Kammern wurden sofort eliminiert. Bei den Versuchsreihen wurden nur Kondensatorkammern verwendet, deren Abweichung vom Sollwert innerhalb einer Fehlerbreite von $\pm 5\%$ blieb.

IV. Eigene Untersuchungen

Konstant blieben bei unseren Messungen Herdfeld (6 x 12 cm) und Pendelradius (65 cm).

Die gemessene Höchstdosis wurde mit 100% gleichgesetzt und entspricht der 100%-Isodose. Alle anderen Werte wurden hierauf bezogen. Die 100%- und 70%-Isodosen sind in den Abbildungen der besseren Übersicht halber durch eine stärkere Linienführung besonders betont. Alle Isodosen, für die die Anzahl der gesteckten Messkammern nicht ausreichten, um ihren Verlauf genauer festzulegen, wurden nur angedeutet und nicht durchgezeichnet. Wenn in unseren Versuchen von asymmetrischer Pendelung gesprochen wird, so bezieht sich die Asymmetrie auf das Verhältnis der Winkelhalbierenden des Pendelwinkels bzw. des Ausschaltungswinkels zur Horizontalebene.

In den Beschreibungen der einzelnen Isodosenkurven kommen nachstehende Abkürzungen zur Anwendung:

HF = Herdfeld

HD = Herddosis

PR = Pendelradius = Fokus-Drehpunkt-Abstand

PAA= Pendelachsabstand

PW = Pendelwinkel

FHA= Fokus-Haut-Abstand

Mit Ausnahme der Versuchsreihe 3b) kam bei allen Experimenten das Phantom zur Anwendung, das wir einleitend als "körpergerecht" bezeichnet haben (Abb.3).

Dem besseren Verständnis für die Lage der Pendelwinkel bzw. Ausschaltungswinkel soll die folgende Abbildung dienen (Abb. 5).

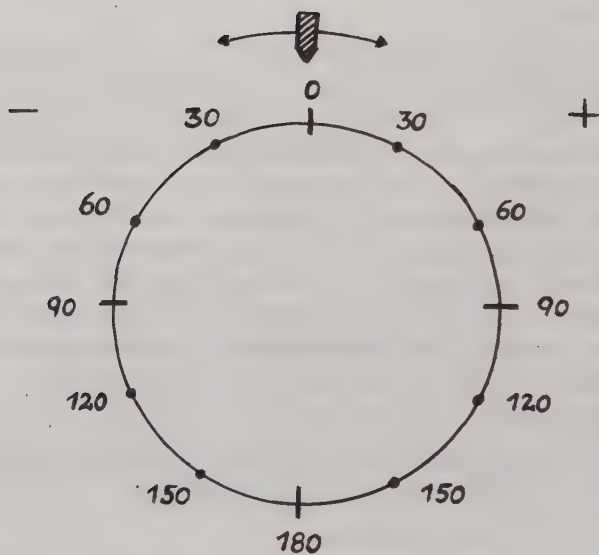


Abb. 5 Winkeldefinition

Im folgenden wird eine Übersicht über die einzelnen Versuchsreihen gegeben:

1. Versuchsreihe

Variation des Pendelwinkels
(bei konstantem Pendelachsabstand)

- a) symmetrische Lage des Pendelwinkels
- b) asymmetrische Lage des Pendelwinkels

2. Versuchsreihe

Variation des Ausschaltungswinkels
(bei konstantem Pendelwinkel und Pendelachsabstand)

- a) symmetrische Lage des Ausschaltungswinkels
- b) asymmetrische Lage des Ausschaltungswinkels

3. Versuchsreihe

Variation des Pendelachsabstands
(bei konstantem Pendelwinkel und Ausschaltungswinkel)

- a) Versuche mit dem "körpergerechten" Phantom
- b) Versuche mit dem "Ideal"-Phantom

4. Versuchsreihe

Isodosenverlauf im Frontalschnitt
(Bestrahlungsbedingungen der Versuchsreihe 3 a))

5. Versuchsreihe

Vergleich rechnerisch ermittelter Achsendosiswerte mit gemessenen Werten.

6. Versuchsreihe

Messungen der Oberflächenbelastung
(Bestrahlungsbedingungen der Versuchsreihe 3 a))

7. Versuchsreihe

Messungen der Ureter- und Urethrabelastung

1. Versuchsreihe

Variation des Pendelwinkels
(bei konstantem Pendelachsabstand)

a) symmetrische Lage des Pendelwinkels

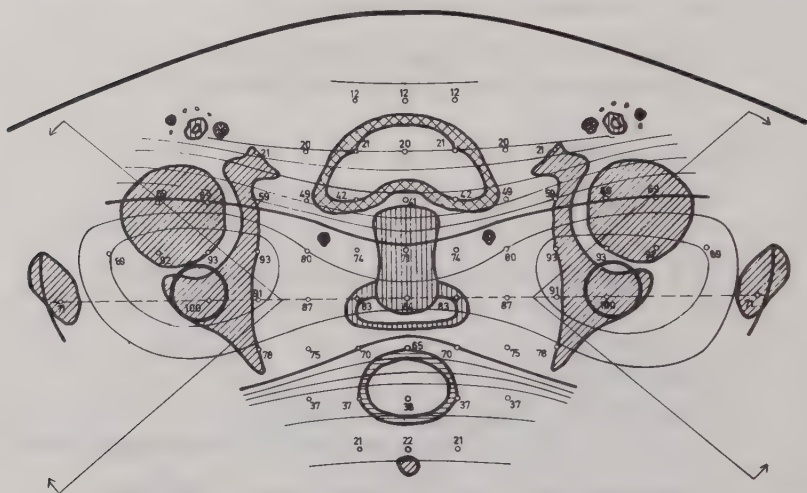


Abb. 6 Biakiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 80°.

Bei einem PW von 80° (Abb. 6) liegt das aus der Pendelachsebene in Richtung der Winkelhalbierenden ausgewanderte Dosismaximum mitten im Bereich der knöchernen Beckenwand. Die angedeutet querovale 90%-Isodose erfaßt neben dem knöchernen Beckenmassiv und den knochen nahen Anteilen der Parametrien auch den Oberschenkelkopf. Die Form der übrigen Isodosen ist hantelförmig, wobei die 80%-Isodose, die bis an den Oberschenkelschaft reicht, die stärkste Einschnürung von ventral und dorsal her zeigt. Die übrigen Isodosen, die ebenfalls Hantelform haben, sind in der Medianebene nicht so stark eingezogen. Der Ureter wird von der 70%-Isodose tangiert. Das Rektum erhält höchstens 60%, die Blase 40% der

Höchstosis.

Durch Vergrößerung des PW auf 120° (Abb. 7) wird die Auswanderung des Dosismaximums geringer. Die 100%-Isodose liegt an der knöchernen Beckenwand und berührt die Pendelachse. Die 90%-Isodose reicht zur Mitte hin bis an die laterale Vaginalwand. Die niederen Isodosen haben insgesamt eine schmetterlingsförmige Gestalt mit einem im Vergleich zur vorhergegangenen Abbildung nach lateral zu steileren Anstieg und Abfall. Der Ureter liegt zwischen der 70%- und 80%-Isodose. Die Blase erhält 50% der Maximaldosis, das Rektum höchstens 70%. Der Oberschenkelkopf wird mit über 80% belastet, der Oberschenkelschaft mit 60%.

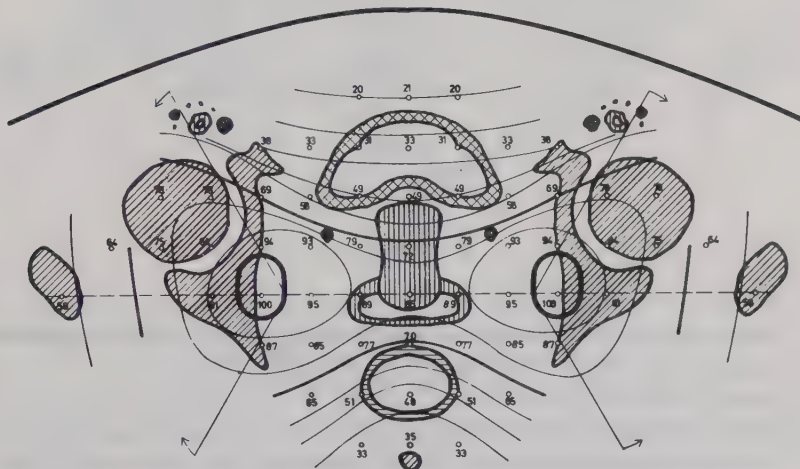


Abb. 7 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 120° .

Bei einem PW von 160° (Abb. 8) ist die Aufteilung der 80%-Isodose, die vorher beide Phantomhälften miteinander verband, in zwei getrennte, sich mit der 90%-Isodose etwa konzentrisch um das an der Beckenwand liegende Dosismaximum anordnende Isodosen zu verzeichnen. Hierbei läuft die 90%-

Isodose durch die seitlichen Anteile der Vagina und berührt noch den Oberschenkelkopf. Die hantelförmige 70%-Isodose erfährt von ventral und dorsal her eine starke Einschnürung. Sie tangiert in ihrem Verlauf die Wand von Blase und Rektum. Der Ureter wird von der 80%-Isodose berührt. Der Oberschenkelkopf erhält etwa 50% der Höchstdosis.

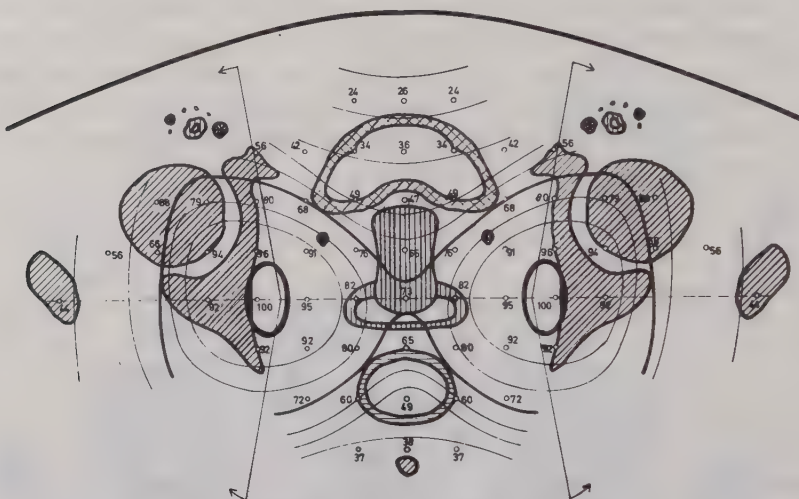


Abb. 8 Bi-axiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm. PAA 10 cm, PW 160°.

Bei Vergrößerung des PW auf 200° (Abb. 9) ist die Aufteilung in 2 getrennt verlaufende 70%-Isodosen festzustellen. Die 70%-Isodose hat genauso wie die 80%- und 90%-Isodose einen mehr hochovalen Verlauf und ordnet sich wie diese konzentrisch um das an der Beckenwand gelegene Dosismaximum an. Der Dosisabfall zur Phantommitte hin erfolgt steil, wobei die Beckenmitte mit etwa 60% der Maximaldosis belastet wird. Die entsprechende Isodose zeigt in anterior-posteriorer Richtung eine starke Einschnürung, ebenso wie die nachfolgenden niedrigeren Isodosen. Der Oberschenkelkopf liegt teilweise noch im Verlauf der 80%-Isodose, der Oberschenkel-

Bei einem PW von 240° (Abb. 10) ist auch die Hantelform der 60%-Isodose aufgelöst. Da sich die Begrenzungen der Pendelwinkel beider Seiten in der Medianebene überschneiden, kommt es zu einer höheren Belastung oberflächennaher Bezirke. Das Dosismaximum liegt wieder an der knöchernen Beckenwand. Die 90%-Isodose berührt den Ureter, die 80%-Isodose geht durch die Wand des Rektums, durchläuft die seitlichen Scheidenanteile und tangiert die Blase. Auch der Oberschenkelkopf wird noch von der 80%-Isodose erfaßt.

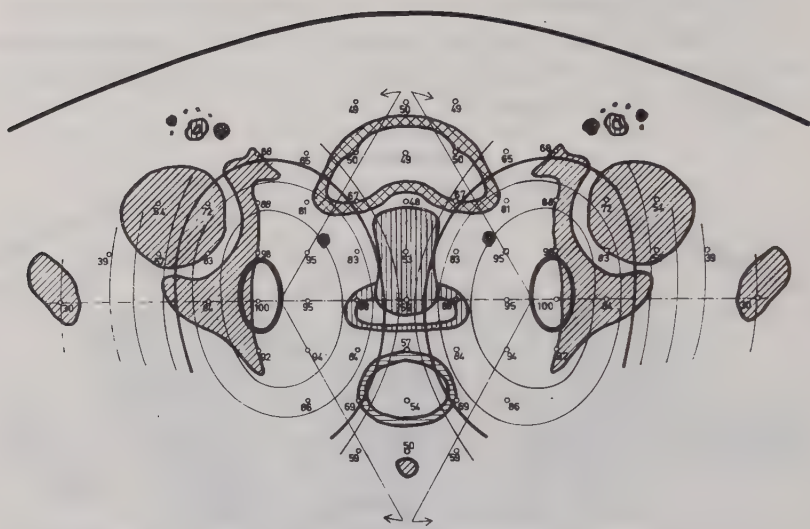


Abb. 10 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 240°.

b) Asymmetrische Lage des Pendelwinkels

Die asymmetrische Pendelung über 160° (Abb. 11) zeigt eine leichte Ausziehung der Isodosen in Richtung auf den Oberschenkelkopf und dadurch eine zu starke Belastung des Caput femoris mit maximal 90% der Dosis. Sonst ist bei dieser gewählten asymmetrischen Lage des Pendelwinkels kein wesentlicher Unterschied zum Verlauf der Isodosen in Abb. 8 feststellbar.

Bei einer asymmetrischen Pendelung von 0° bis 200° (Abb. 12) tritt eine Isodosenausziehung in Richtung auf den Oberschenkelkopf ein. Der Unterschied zur Abb. 9, der eine symmetrische Pendelung über 200° zugrunde liegt, ist aber gering.

Der in Abb. 13 bei einer Pendelung von $\pm 60^\circ$ bis $\pm 140^\circ$ dargestellte Isodosenverlauf zeigt eine hohe Blasen- und Ureterbelastung durch eine Verlagerung der 100%- und 90%-Isodosen nach medial und ventral. Die 80%- und 70%-Isodosen sind

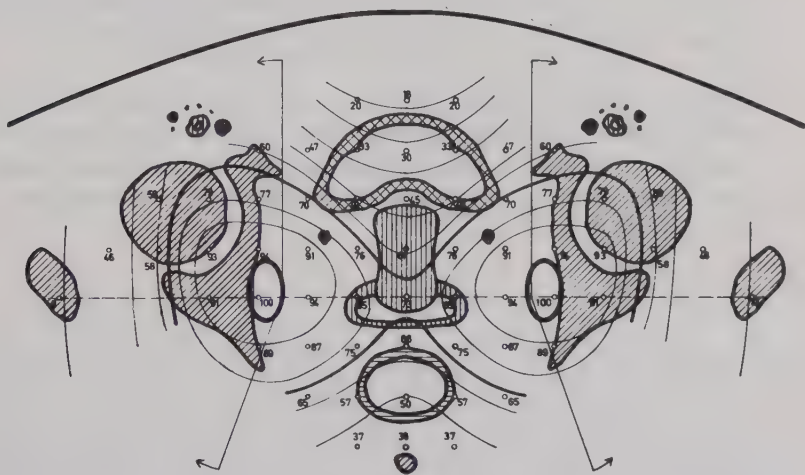


Abb. 11 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung; HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 160° (0° - $\pm 160^\circ$).

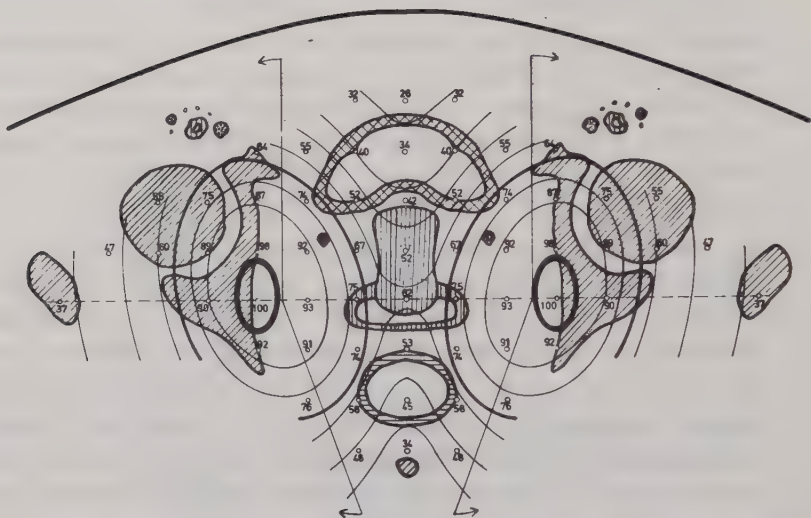


Abb. 12 Biakiale Telekobalt-Pendelbestrahlung; HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200° (0°-160°).

etwa nierenförmig gestaltet mit einer von dorsal her erfolgenden stärkeren Einschnürung. Die Indikation für ein solches Bestrahlungsverfahren wäre nur für Spezialfälle gegeben, in denen das vordere Parametrium und die Blase hoch belastet werden sollen.

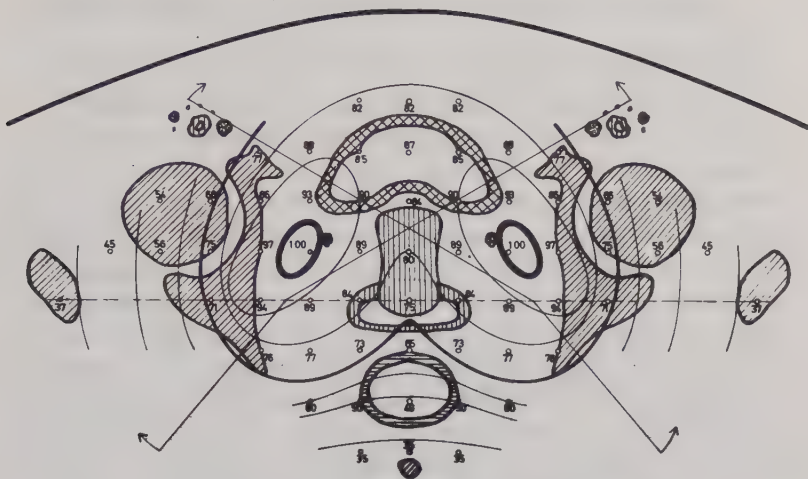


Abb. 13 Bi-axiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200° ($\pm 60^\circ$ bis $\mp 140^\circ$).

Zusammenfassung der Ergebnisse der 1. Versuchsreihe

Zusammenfassend läßt sich für die 1. Versuchsreihe sagen, daß bei konstantem HF (6 x 12 cm), PR (65 cm) und PAA (10 cm) die Pendelbestrahlung über einen symmetrisch liegenden Winkel von 80° (Abb. 6) durch die zu starke Dosis-maximumauswanderung und die zu hohe Belastung der Beckenmitte als Methode der Zusatzbestrahlung ungünstig ist, ebenso wie die Bestrahlung über einen symmetrisch gelegenen Pendelwinkel von 120° (Abb. 7), bei der zwar das Dosismaximum günstig liegt, Oberschenkelkopf, knöcherner Beckenwand und Beckenmitte jedoch zu hoch belastet werden. Bei einem Pendelwinkel von 160° (Abb. 8) zeigen sich schon günstigere Verteilungen der Isodosen. Bei einer symmetrischen 200° -Pendelung (Abb. 9) ist die Dosisverteilung im kleinen Becken mit Hinblick auf die uns gestellte Aufgabe günstig. Bei Vergrößerung des Pendelwinkels auf 240° (Abb. 10) zeigt sich eine zu hohe Belastung von Blase, Rektum und oberflächennahen Gewebsbezirken. Eine asymmetrische Pendelung über die wenigen von uns gependelten Winkel (Abb. 11, 12, 13) deutet keine Möglichkeit an, auf diese Weise zu einer für unsere Zwecke günstigeren Isodosenverteilung zu gelangen.

2. Versuchsreihe

Variation des Ausschaltungswinkels

(bei konstantem Pendelwinkel und Pendelachsabstand)

a) symmetrische Lage des Ausschaltungswinkels

Durch die Ausschaltung der Strahlung von 80° bis 100° während eines 200° -Umlaufs (Abb. 14) bekommen die Isodosen einen mehr hochovalen Verlauf, wodurch die Beckenmitte eine Strahlenentlastung von etwa 10% im Vergleich zur 200° -Pendelung ohne Ausschaltungswinkel (Abb. 9) erfährt. Auch der Oberschenkel wird weniger belastet.

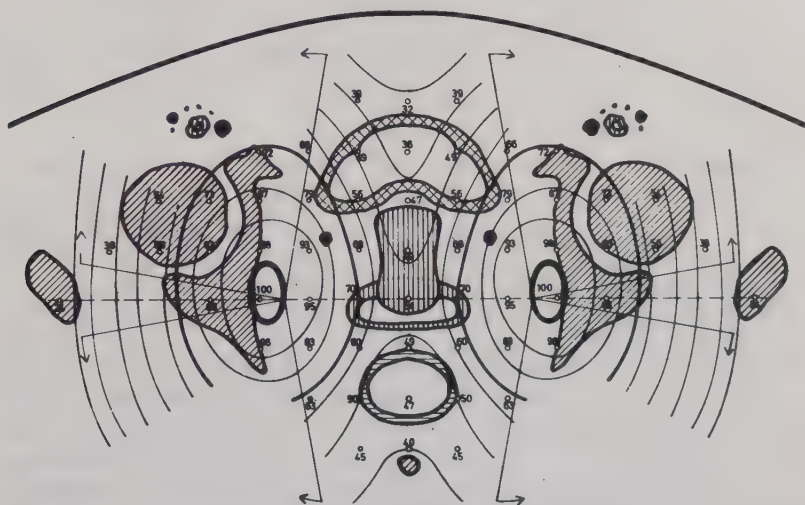


Abb. 14 Bi-axiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200° , ausgeschaltet von 80° bis 100° .

Diese Vorteile müssen jedoch im Hinblick auf eine andere Fragestellung geprüft werden: Wie sieht die Dosisverteilung bei Verwendung dieser Bestrahlungsmethode im Rahmen einer kombinierten Radium-Telekobalt-Therapie und Exzentrizität des radiumtragenden Uterus aus, die, wie immer wieder be-

tont wird (126, 130, 141), häufig ist? Zur Beantwortung dieser Frage ist in den Abb. 15 und 16 der Verlauf der Dosissummenkurve unter den Bedingungen einer 200°-Pendelung mit symmetrisch liegendem Ausschaltungswinkel von 20°, einer RHD von 4500 R bei angenommener zentraler und exzentrischer Lage des radiumtragenden Uterus erarbeitet worden.

Für den Fall einer zentralen Lage des radiumtragenden Uterus zeigt die Dosissummenkurve der Abb. 15 den erwünschten Dosisabfall bis zur Beckenwand.

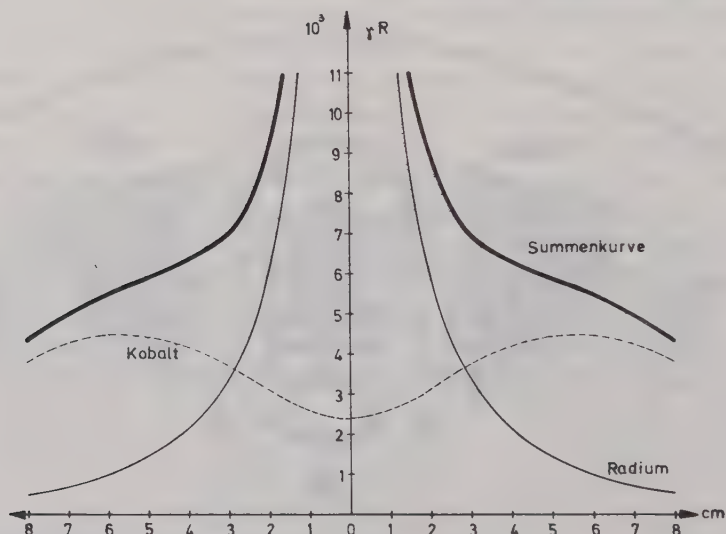


Abb. 15 Kombinierte Radium-Telekobalt-Bestrahlung.
4000 mgeh Radium in 4x3-Trägern, zentral gelegen.
Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet von 80°
bis 100°. Herddosis 4500 R.

Wie der Dosissummenkurve der Abb. 16 zu entnehmen ist, beträgt die Herddosis im Parametrium bei seitlicher Verlagerung des Radiumträgers um 2 cm aus der Medianebene noch mindestens 4900 R. Es entsteht also keine Unterdosierung in den Parametrien.

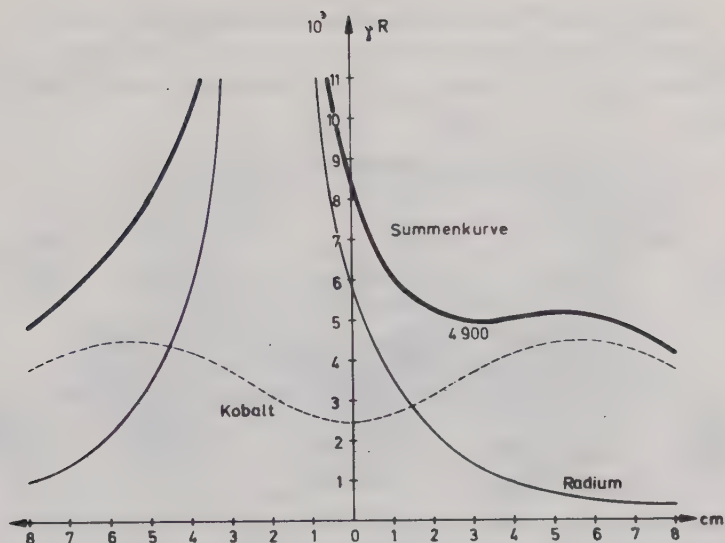


Abb. 16 Kombinierte Radium-Telekobalt-Bestrahlung.
4000 mgeh Radium in 4×3 -Trägern, 2 cm exzentrisch
gelegen. Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung:
HF 6×12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200° , ausge-
schaltet von 80° bis 100° . Herddosis 4500 R.

Bei Vergrößerung des Ausschaltungswinkels auf 40° (Abb. 17) zeigt sich ebenfalls die Strahlenentlastung von Beckenmitte und Oberschenkel. Sie ist jedoch im Vergleich zu einer 20° -Ausschaltung (Abb. 14) nicht günstiger.

In Abb. 17, wie auch in den folgenden Versuchen (Abb. 18, 19), bei denen der Ausschaltungswinkel noch größer gewählt wurde, zeigt sich eine Dosismaximauswanderung entlang der knöchernen Beckenwand in ventraler Richtung. Sie ist bedingt durch die Form des Phantoms, das unter der Pendelachsebene breit ausladend gebaut ist, und dadurch, daß der unter dem Phantom befindliche Tisch bei der Pendelbewegung des Strahlerkopfes über einen bestimmten unteren Winkelausschnitt direkt zwischen Strahlungsquelle und Phantom zu liegen kommt und einen Teil der Gammastrahlung absorbiert.

Das Phänomen der Verschiebung des Dosismaximums nach der Seite der stärksten Einstrahlung, das sich hier zeigt, ist ja bereits von der konventionellen Röntgentherapie her bekannt.

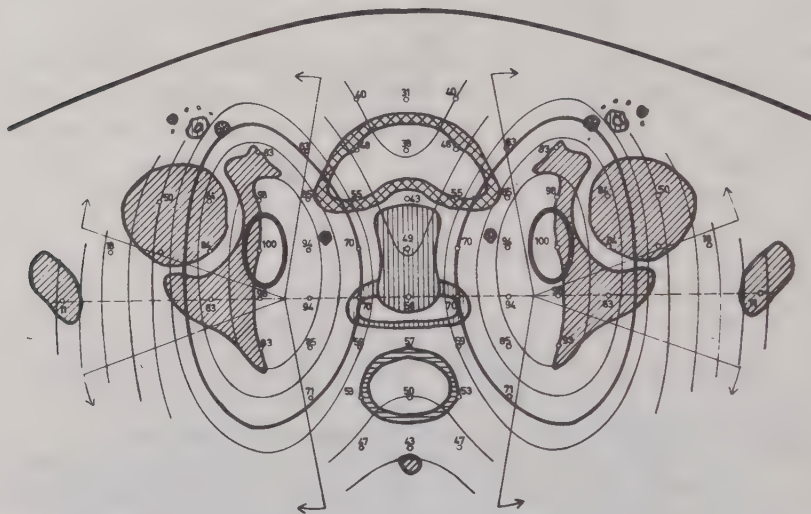


Abb. 17 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6×12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 70°-110°.

Der Vergleich der Abb. 18, 19 und 20 zeigt, daß mit zunehmend größer gewähltem Ausschaltungswinkel die höheren Isodosen eine mehr hochovale Verlaufsform bekommen, die eine immer geringer werdende Oberschenkelkopf- und Oberschenkel-schaftbelastung und eine deutliche Entlastung der Beckenmitte zur Folge hat. Diese Strahlenentlastung ist am deutlichsten bei einem Ausschaltungswinkel von 100° (Abb. 20). Bei dieser gewählten Ausschaltung eines großen, lateral über dem Hüftgelenksbereich liegenden Sektors ist die Dosismaximalauswanderung nach ventral nicht mehr festzustellen.

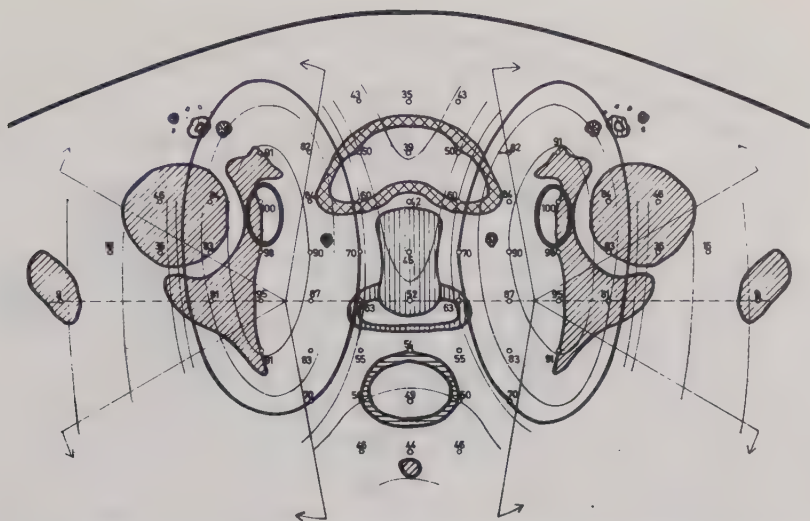


Abb. 18 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 60°-120°.

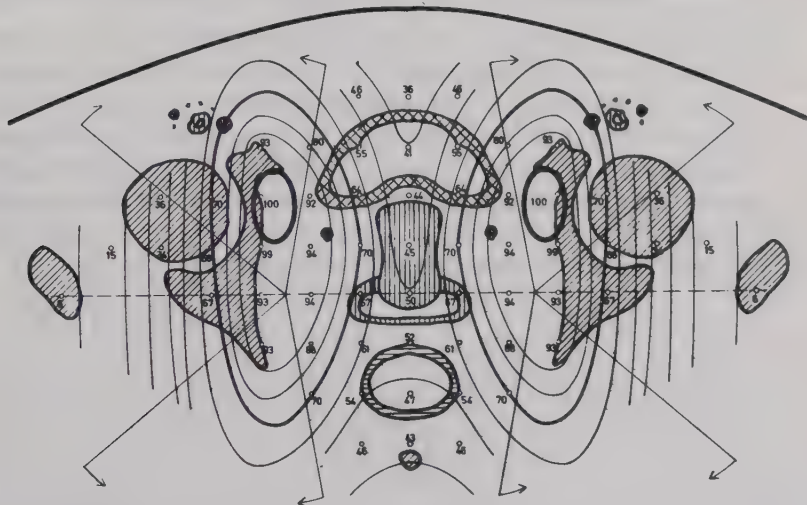


Abb. 19 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200⁰, ausgeschaltet 50⁰-130⁰.

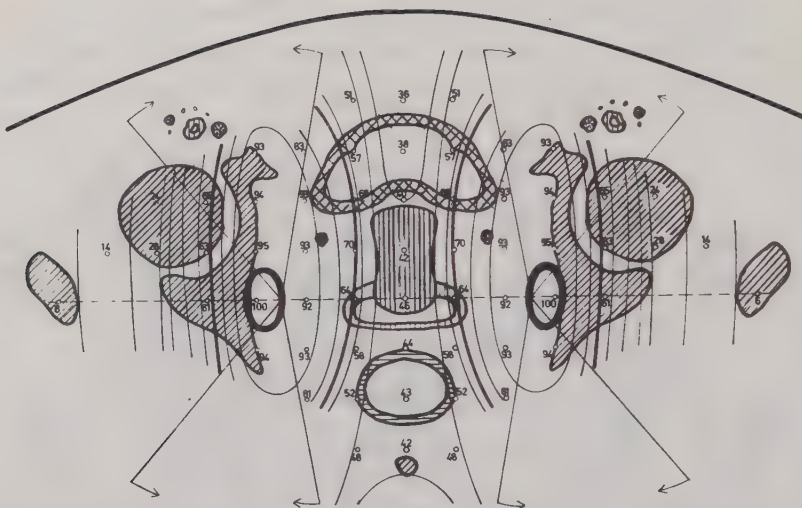


Abb. 20 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 40°-140°.

Wie die Abb. 21 zeigt, in der für einen symmetrisch gelegten Ausschaltungswinkel von 100° bei einer 200°-Pendelung (Abb. 20) der Verlauf der Dosissummenkurve ermittelt wurde, ist auch hier für den Fall einer Exzentrizität des Radiumträgers kein Dosistal vorhanden, das die Durchstrahlung des parametranen Raums mit tumorwirksamen Dosen gefährden würde. Jedoch ist bei dieser Methode die Strahlenbelastung von Ureter und Blase mit etwa 90% der Dosis zu hoch.

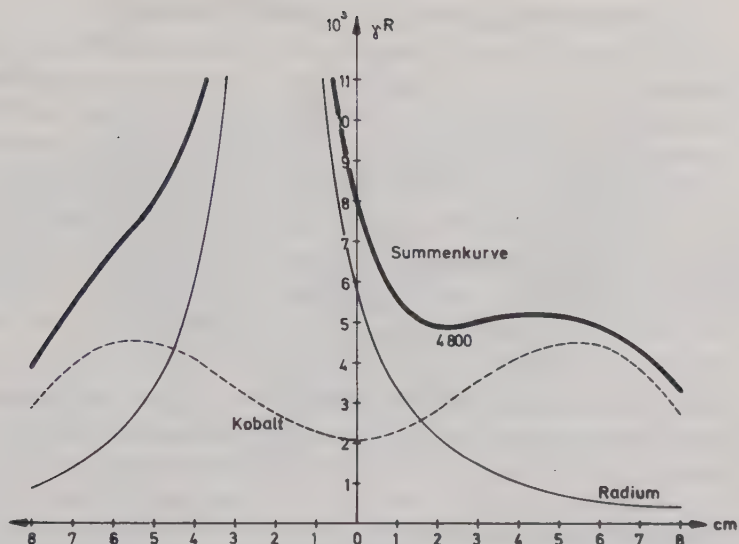


Abb. 21 Kombinierte Radium-Telekobalt-Bestrahlung.
 4000 mgeh Radium in 4 x 3-Trägern, 2 cm exzentrisch
 gelegen. Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF
 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschal-
 tet von 40° - 140°. Herddosis 4500 R.

b) Asymmetrische Lage des Ausschaltungswinkels

Die folgenden Versuche wurden mit der Fragestellung unternommen, ob durch die asymmetrische Einstellung des Ausschaltungswinkels bei einer 200° -Pendelung ein günstigerer Isodosenverlauf erzielt werden kann, bei dem speziell der Oberschenkelkopf eine noch bessere Strahlenentlastung erfährt.

Bei Ausschaltung der Strahlung von 70° bis 90° (Abb. 22) liegt das Dosismaximum an der Beckenwand. Die hochoval gestellte 70%-Isodose verläuft durch den Oberschenkelkopf und die seitlichen Blasen- und Vaginalabschnitte ohne das Rektum zu berühren.

Durch einen von 50° bis 70° gewählten Ausschaltungswinkel (Abb. 23) erfährt die Lage des Dosismaximums keine Veränderung. Es fällt jedoch auf, daß die 70%-Isodose und alle zwischen ihr und der 100%-Isodose liegenden anderen Isodosen sich mehr der Kreisform nähern.

Im Vergleich zur Abb. 22 ist in Abb. 24, bei der ein Ausschaltungswinkel von 90° bis 110° gewählt wurde, kaum ein Unterschied im Verlauf der einzelnen Isodosen festzustellen.

In Abb. 25 wurde die Strahlung zwischen 90° und 140° ausgeschaltet. Bei diesem Ausschaltungswinkel fällt eine Achsenverlagerung der insgesamt hochoval verlaufenden 70%-Isodose und der zwischen ihr und dem beckenwandnahen Dosismaximum liegenden anderen Isodosen in dem Sinne auf, daß die Längsachsen der genannten Isodosen in dorsaler Richtung konvergieren.

Nach dem dargestellten Verlauf der Isodosen in den Abb. 22, 23, 24, 25 ist im Rahmen der gewählten asymmetrisch liegenden Ausschaltungswinkel kein günstigerer Isodosenverlauf zu erreichen.

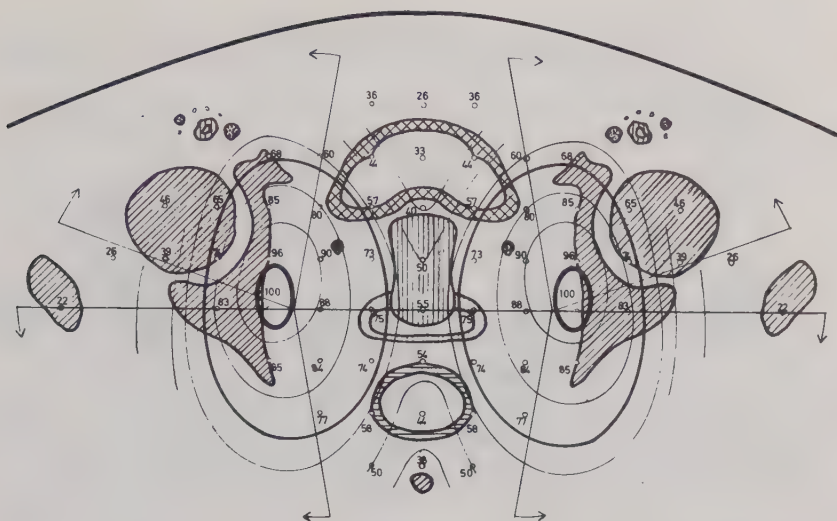


Abb. 22 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 70°-90°.

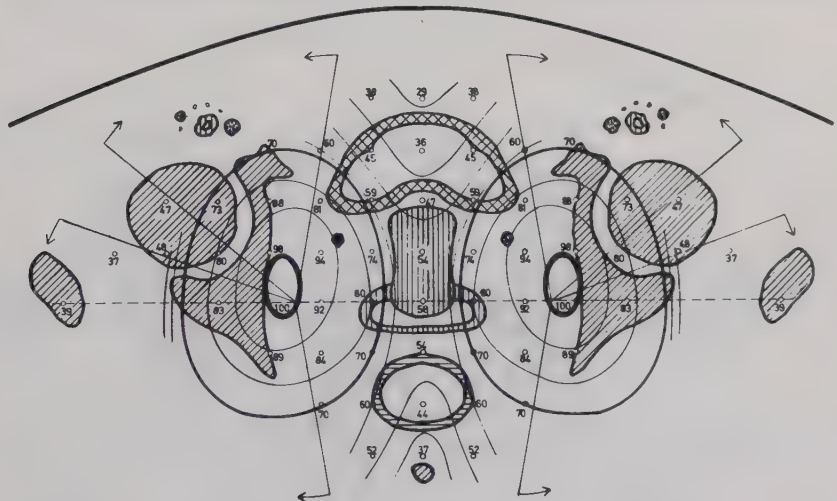


Abb. 23 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 50°-70°.

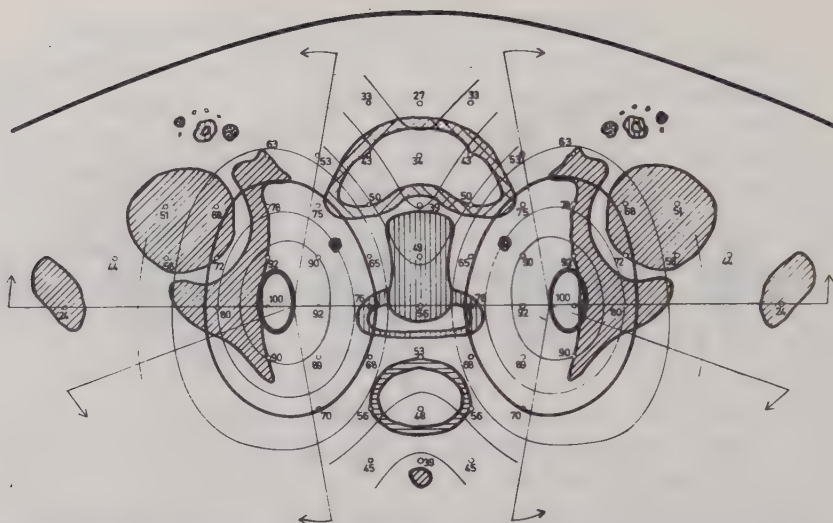


Abb. 24 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 90° - 110°.

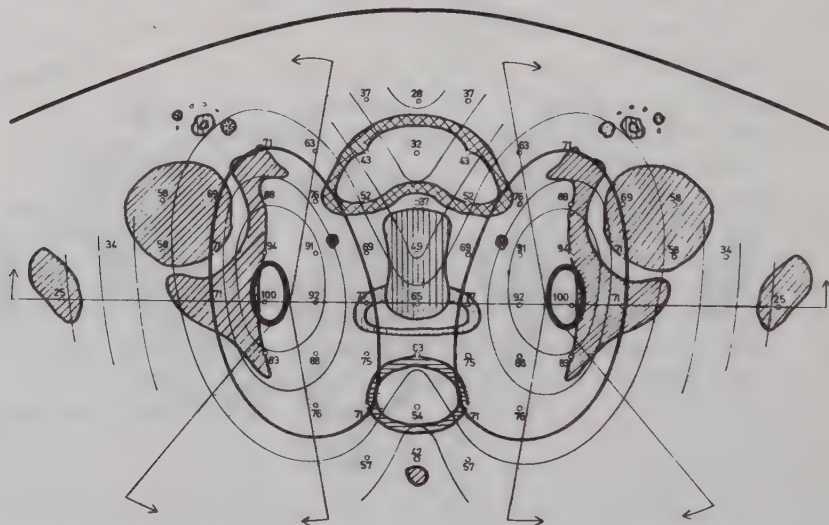


Abb. 25 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 90° - 140°.

Zusammenfassung der Ergebnisse der 2. Versuchsreihe

Zusammenfassend läßt sich für die 2. Versuchsreihe sagen, daß durch die symmetrische Ausschaltung der Strahlung zwischen 80° und 100° bei einer 200° -Pendelung (Abb. 14) gegenüber einer Pendelbestrahlung über denselben Winkel, aber ohne eine bestrahlungsfreie Zone (Abb. 9), eine Entlastung von Oberschenkelkopf und -schaft erzielt werden kann bei einer gleichzeitigen Entlastung der Organe der Beckenachse. Für den Fall einer Exzentrizität des Radiumträgers wird, wie die schematische Darstellung der Dosisverteilung in der Querachse des kleinen Beckens mit Hilfe der Summenkurve der Radium- und Telekobalt-Bestrahlung für dieses Verfahren zeigt (Abb. 16), die Kontinuität einer tumorwirksamen Parametriumbestrahlung nicht gefährdet.

Die Vergrößerung des Ausschaltungswinkels (Abb. 17, 18, 19, 20) führt zu einer zu hohen Belastung von Blase und Ureter.

Eine asymmetrische Lage des Ausschaltungswinkels (Abb. 22, 23, 24, 25) bringt keine Vorteile.

3. Versuchsreihe

Variation des Pendelachsabstands

(bei konstantem Pendelwinkel und Ausschaltungswinkel)

a) Versuche mit dem "körpergerechten" Phantom

Der Isodosenverlauf bei einem PAA von 10 cm, PW von 200° und Ausschaltung der Strahlung zwischen 80° und 100° ist bereits in der 2. Versuchsreihe diskutiert worden (Abb. 14). Die Dosismaxima lagen hier an der Beckenwand. Durch einen mehr hochovalen Isodosenverlauf erfuhren Beckenmitte und Oberschenkel eine Strahlenentlastung.

Bei einem PAA von 8 cm (Abb. 26) finden sich ebenfalls 2 Dosismaxima, die jedoch medial der Pendelachse im Gebiet der seitlichen Scheidenwände liegen. Die beiden getrennten 90%-Isodosen laden weit nach lateral bis zur knöchernen Beckenwand aus, umschließen den Ureter und liegen mit ihren medialen Begrenzungen eng der 100%-Isodose an. Alle anderen

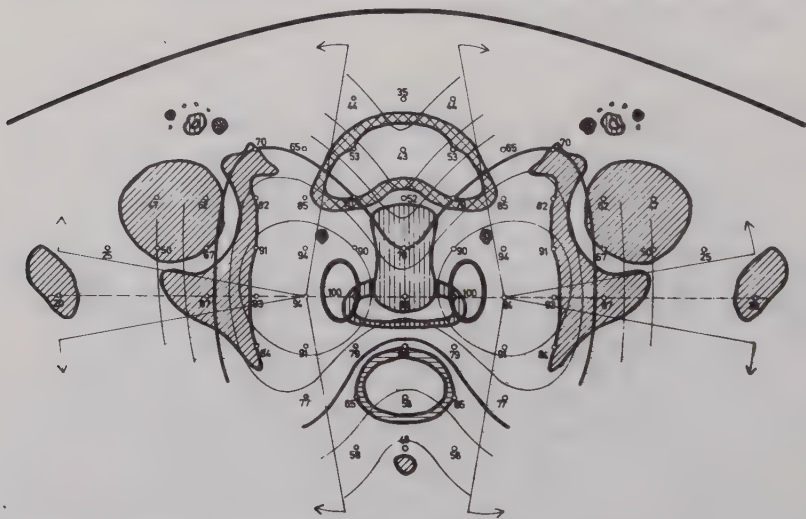


Abb. 26 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 8 cm, PW 200° , ausgeschaltet von 80° - 100° .

Isodosen haben Schmetterlingsform mit einer starken Einziehung von ventral und dorsal her. Die 80%-Isodose durchläuft die latero-dorsalen Abschnitte der Blase und schneidet die Rektumwand. Die 70%-Isodose tangiert den Oberschenkelkopf. Durch Verkleinerung des PAA auf 6 cm ergibt sich der Isodosenverlauf der Abb. 27. Um das einzige, in der Mitte liegende Dosismaximum verlaufen die anderen Isodosen zusammenhängend, wobei die 80%-Isodose und alle niedrigeren Isodosen nur von ventral her eine leichte Eindellung erfahren. Die 70%-Isodose umfaßt den gesamten Raum des kleinen Beckens und verläuft durch Blase und Rektum. Der Ureter liegt zwischen der 80%- und 90%-Isodose. Der Oberschenkelkopf erhält höchstens 50% der Dosis. Die Hauptbelastung wird also von den Organen der Beckenachse getragen.

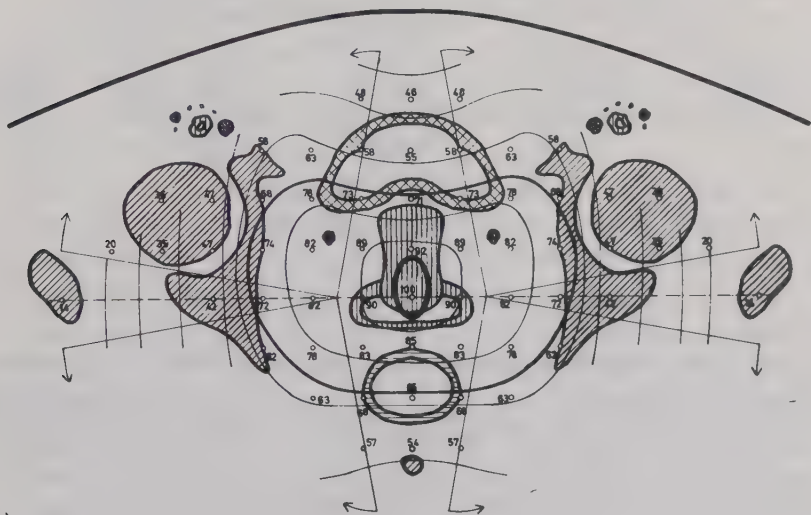


Abb. 27 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 6 cm, PW 200°, ausgeschaltet von 80°-100°.

Wird der PAA auf 4 cm verkleinert (Abb. 28), so erhalten die Isodosen einen mehr ovalen Verlauf mit in ventro-dorsaler Richtung liegendem größten Durchmesser. Die Beckenwand wird nicht ganz von der 60%-Isodose erreicht. Die Blase wird mit 90%, das Rektum mit mehr als 90% der Dosis belastet. Der Ureter erhält über 80% der Dosis. Erwartungsgemäß ist die Oberschenkelbelastung mit weniger als 40% gering.

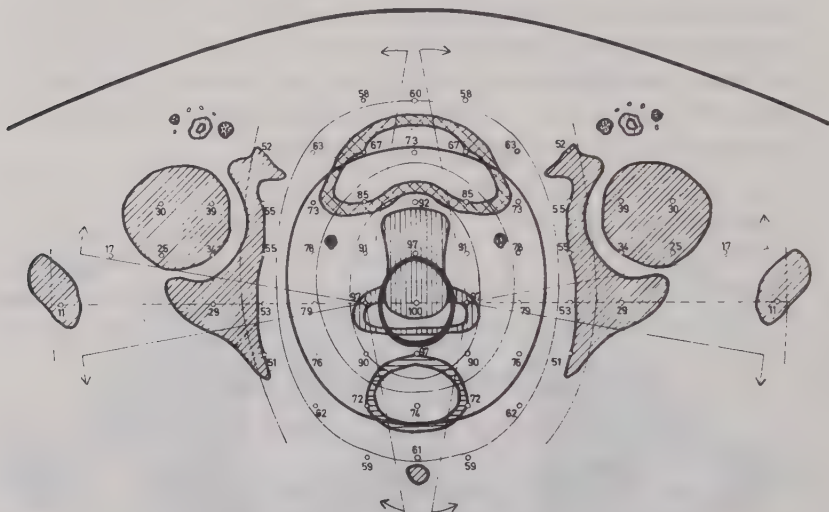


Abb. 28 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 4 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°.

b) Versuche mit dem "Ideal"-Phantom

Bei den folgenden Versuchen interessierte uns die Frage, in wie weit veränderte Körperkonturen Einfluß auf den Verlauf der Isodosen haben. Unter denselben Bedingungen der Versuchsreihe 3a), in der der Isodosenverlauf an einem "körpergerechten" Phantom untersucht wurde, sind bei den folgenden Versuchen an einem "Ideal"-Phantom Messungen vorgenommen worden.

Im Vergleich zur Abb. 14, aus der der Isodosenverlauf bei Ausschaltung der Strahlung von 80° bis 100° während eines 200° -Umlaufs am "körpergerechten" Phantom zu entnehmen ist, zeigt sich unter denselben Versuchsbedingungen (Abb. 29) bei dem "Ideal"-Phantom kein wesentlich anderer Isodosenverlauf. Die ventralen Blasenabschnitte erfahren eine unwesentlich geringere Belastung, dafür liegt die Belastung des Rektum etwas höher. Ausgeprägter ist die Strahlenentlastung des Oberschenkelkopfes, der etwa 70% der Dosis erhält gegenüber etwa 80% in Abb. 14.

Auch der Isodosenverlauf bei einem PAA von 8 cm (Abb. 30) läßt im Vergleich mit dem der Abb. 26 keinen wesentlichen Unterschied erkennen. Lediglich der Oberschenkelkopf wird auch hier etwas weniger belastet.

Bei 6 cm PAA (Abb. 31) ist in der Dosisverteilung im Vergleich zu Abb. 27 ebenfalls kein wesentlicher Unterschied feststellbar.

Der mehr hochovale Isodosenverlauf in Abb. 28 erscheint in Abb. 32, bei der der Abstand der Pendelachsen 4 cm beträgt, insofern etwas abgeändert, als von ventral und dorsal her die Isodosen insgesamt eine leichte Stauchung erfahren. Daraus resultiert eine etwas geringere Belastung von Blase und Rektum. Diese geringfügige Minderbelastung ist auch wieder für den Oberschenkel festzustellen.

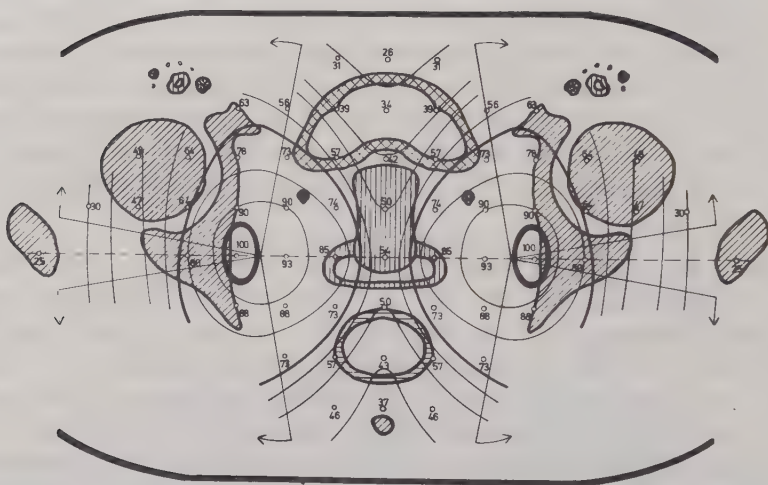


Abb. 29 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°

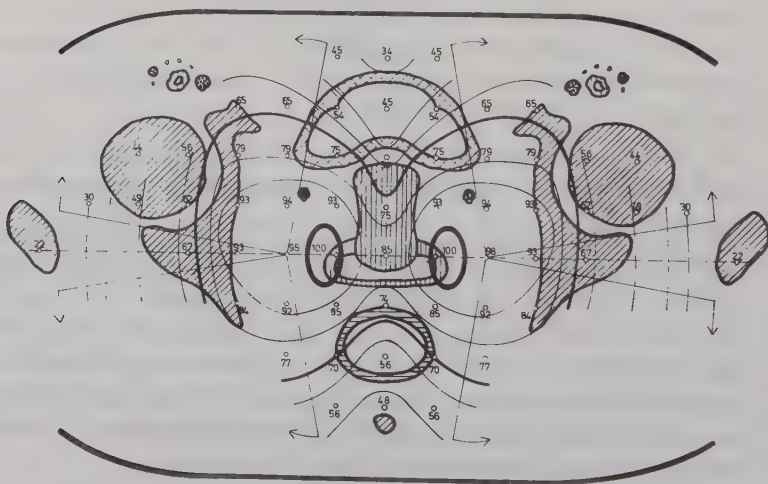


Abb. 30 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
Pr 65 cm, PAA 8 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°.

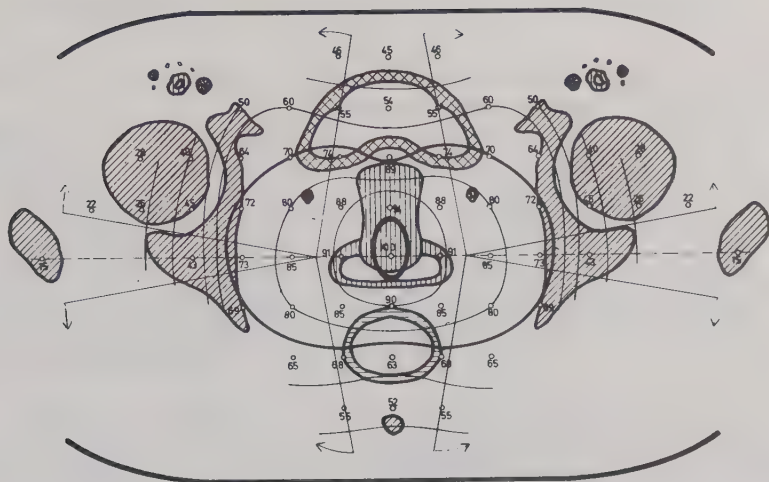


Abb. 31 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 6 cm, PW 200^g, ausgeschaltet 80°-100°.

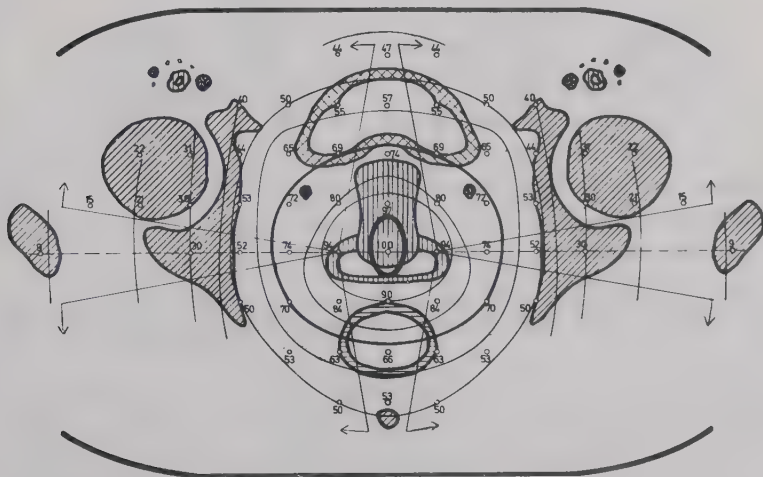


Abb. 32 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
PR 65 cm, PAA 4 cm, PW 200^g, ausgeschaltet 80°-100°.

Zusammenfassung der Ergebnisse der 3. Versuchsreihe

Durch Verkleinerung des Pendelachsabstandes bei konstantem PW von 200° und Ausschaltungswinkel von 80° - 100° verschiebt sich das Dosismaximum in Richtung auf die Beckenmitte. Die bei einem PAA von 8 cm (Abb. 26) noch nachweisbaren 2 getrennten Dosismaxima verschmelzen bei einem PAA von 6 cm (Abb. 27) zu einem einzigen, in Beckenmitte gelegenen Dosismaximum, wobei die Beckenwand noch zwischen 70% und 80% der Maximaldosis erhält, der Ureter mit etwas über 80% belastet wird und die Belastung von Blase und Rektum noch in Grenzen bleibt.

Die Bestrahlung mit einem PAA von 6 cm über einen Pendelwinkel von 200° bei Ausschaltung der Strahlung von 80° bis 100° (Abb. 27) ist für alle die Fälle geeignet, bei denen eine Radiumeinlage nicht möglich oder sinnvoll ist.

Bei einem unter 6 cm liegenden PAA (Abb. 28) ist die Belastung von Blase und Rektum zu stark, die der Beckenwand dagegen zu gering. Diese Methode eignet sich daher nur für einen in Beckenmitte gelegenen Tumor ohne parametranne Ausbreitung.

Der Vergleich der unter 3a) mit einem "körpergerechten" Phantom vorgenommenen Versuche (Abb. 14, 26, 27, 28) mit denen der Versuchsreihe 3b), bei der ein "Ideal"-Phantom zur Anwendung kam (Abb. 29, 30, 31, 32), zeigt, daß die beiden unterschiedlichen Phantomkörperkonturen keinen wesentlichen Einfluß auf den Isodosenverlauf haben.

4. Versuchsreihe

Isodosenverlauf im Frontalschnitt

(Bestrahlungsbedingungen der Versuchsreihe 3a)

In den folgenden Versuchen wurde bei einem PAA von 4, 6, 8 und 10 cm und konstantem PW von 200⁰ mit Ausschaltung der Strahlung zwischen 80⁰ und 100⁰ der Isodosenverlauf im Frontalschnitt dargestellt. Unter Frontalschnitt ist hier eine parallel zum Lagerungstisch verlaufende Ebene in Höhe der Cervix uteri durch das Becken in Liegestellung zu verstehen. Die Anatomie und Topographie des Frontalschnitts mit Lage der Kammern ist der Abb. 33 zu entnehmen.

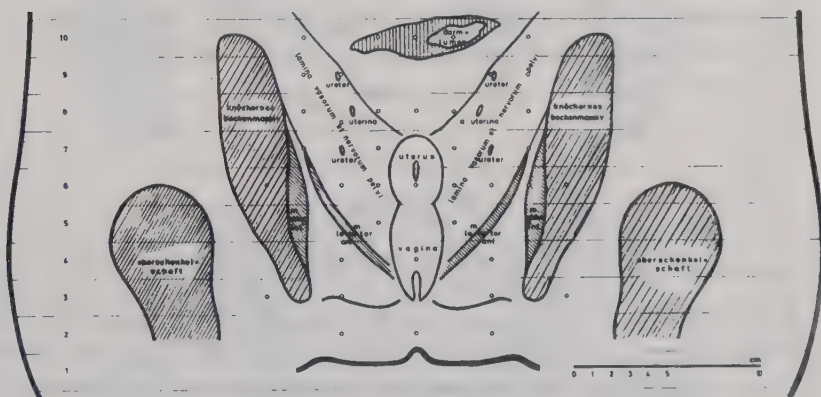


Abb. 33 Frontalschnitt des "körpergerechten" Plexiglas-Phantoms mit Anatomie des kleinen Beckens und Lage der Messpunkte.

Die Anzahl der zur Verfügung stehenden Meßkammern und Bohr-
löcher in unserem Phantom reichten nicht aus, um jede Iso-
dose in ihrem Verlauf festlegen zu können. Einige Isodosen
konnten deshalb in ihrem Verlauf nur angedeutet werden.

Die Ausladung der einzelnen Isodosen in Höhe der Scheibe 6

unseres Phantoms nach lateral (Abb. 34, 35, 36, 37) deckt sich ziemlich genau mit den seitlichen Isodosenbegrenzungen, die als Ergebnis vorangegangener Versuche (Abb. 14, 26, 27, 28) gefunden worden waren, bei denen im Querschnitt der Scheibe 6 unseres "körpergerechten" Phantoms der Isodosenverlauf gezeigt wurde. Hier interessiert der Verlauf der Isodosen in lateraler und in kranio-kaudaler Richtung.

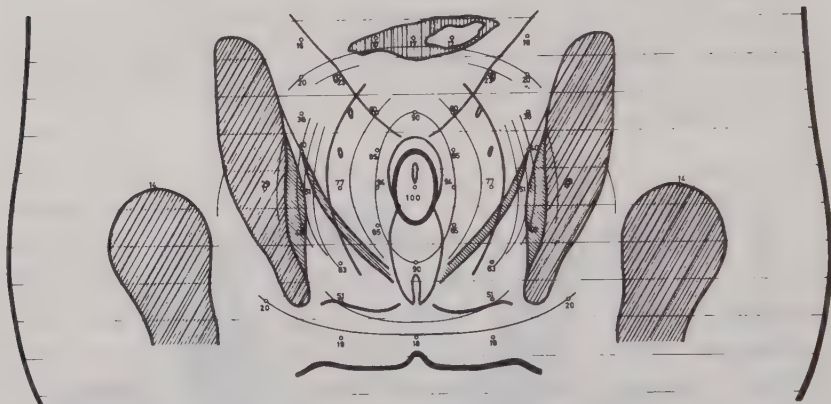


Abb. 34 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 4 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°.

Die seitliche Ausladung der Isodosen, ihr durchgehender Verlauf bzw. ihre Aufteilung in zwei getrennt liegende Isodosen ist, wie schon die Ergebnisse der Versuchsreihe 3a) zeigten, von der Größe des gewählten PAA abhängig.

Wie zu erwarten, zeigen sich bei einem PAA von 4 cm (Abb. 34) und 6 cm (Abb. 35) wieder ein einziges in Beckenmitte gelegenes Dosismaximum und bei Vergrößerung des PAA auf 8 cm (Abb. 36) und 10 cm (Abb. 37) zwei getrennte Dosismaxima, die unterschiedlich weit von der Mittellinie entfernt liegen.

Wichtig ist vor allem die Ausdehnung der 100%- und 80%-Isodosen in der Längsrichtung. Die 80%-Isodose zeigt bei allen 4 gewählten Pendelachsabständen eine Längsausdehnung

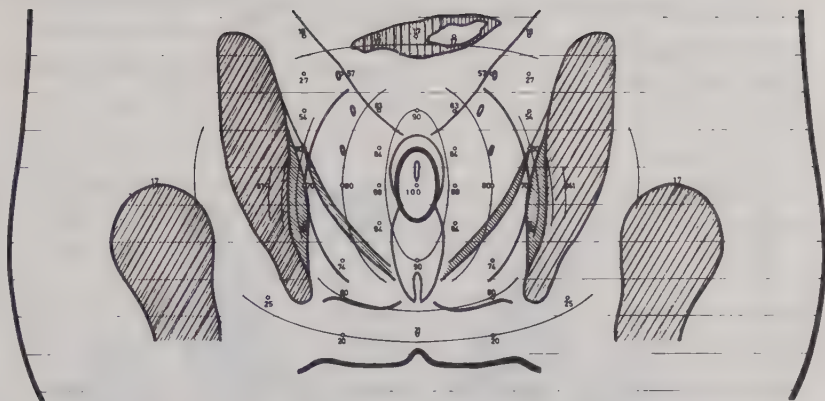


Abb. 35 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 6 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80° - 100°.

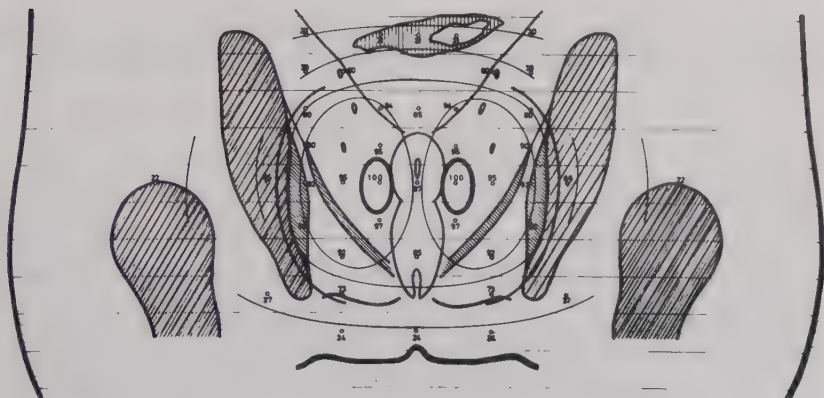


Abb. 36 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 8 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80° - 100°.

von etwa 8 cm. Die gewählte Herdfeldlänge von 12 cm ist also als untere Grenze der noch vertretbaren Kleinraumbestrahlung zu betrachten. Bei allen ausgedehnteren parametrischen Ausbreitungsstadien muß daher die Herdfeldlänge größer gewählt werden.

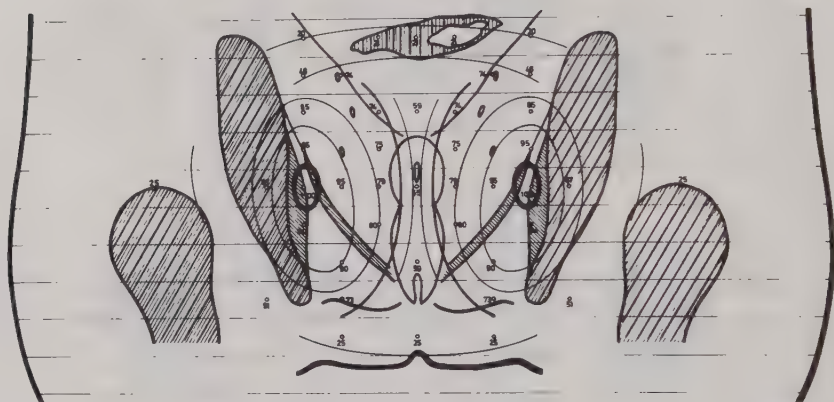


Abb. 37 Bi-axiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°.

Zusammenfassung der Ergebnisse der 4. Versuchsreihe

Der gewählte PAA beeinflusst Lage und Begrenzung der Isodosen nach lateral in der Pendelachsebene.

In Richtung der Feldlänge ist der Dosisabfall nach den Feldenden zu nur geringfügig. Die gewählte Herdfeldlänge von 12 cm stellt im Hinblick auf Überlegungen zur Kleinraumbestrahlung die untere Grenze dar.

5. Vergleich rechnerisch ermittelter Achsendosiswerte mit gemessenen Dosiswerten

Die Messungen wurden unter folgenden technischen Voraussetzungen an unserem "Ideal"-Phantom vorgenommen:

Monaxiale Pendelung: PR 65 cm, HF 6 x 12 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°- 100°. Die Lage der Pendelachse variierte zwischen 2 bis 5 cm, wobei von der Phantommitte aus in Höhe der Cervix uteri nach lateral gemessen wurde.

Zugrunde gelegt wurden bei unseren Berechnungen die Tabellen der Fa. Siemens (Druckschrift S 85.0672.14.01.01)"zur Ermittlung des Faktors f_k , mit dem die jeweils zur Applikation einer bestimmten Dosis im Dosismaximum von Wasser (0,5 cm Tiefe) bei einer Stehfeldbestrahlung (FHA 50 cm, Hautfeldgröße 200 cm²) nötige Bestrahlungszeit multipliziert werden muß, um mit einer Bewegungsbestrahlung bei der momentanen Pendelachstiefe und der jeweiligen Achsfeldgröße sowie dem gewählten Pendelradius in der Pendelachse dieselbe Dosis zu erhalten". Alle Werte sind auf Wasser bezogen. Der mittlere Pendelachshautabstand wurde für das verwendete Phantom als Mittelwert der alle 10 Winkelgrade gemessenen Pendelachshautabstände des Pendelwinkels bestimmt.

Bei Lage der Pendelachse 2 cm von der Phantommitte nach lateral entfernt betrug die mittlere Pendelachstiefe 11,4 cm. Der Wert für f_k bei einem Herdfeld von 6 x 12 cm (72 cm²) und einer mittleren Herdtiefe von 11,4 cm ist 2,90 (Interpolationswert). Nach dem Eichprotokoll Nr. 34 der Röntgen-Klinik Gießen betrug der Kobaltwert 169 R/min., die Bestrahlungszeit für 100 R Dosis im Dosismaximum bei 50 cm FHA und 200 cm² Hautfeldgröße also 35 sec. Das Produkt der Bestrahlungszeit mit dem obigen Wert für f_k ergibt mit 102 sec. die erforderliche Bestrahlungszeit für 100 R Herddosis unter Bewegungsbestrahlungsbedingungen. Da die durch das Pendelgerät vorgegebene Zeit für 4 Umläufe bei einer 200°-Pendelung 3 min. 53 sec. (233 sec.) beträgt, ergibt der rechnerisch ermittel-

te Wert für die während dieser Zeit eingestrahlte Dosis in der Drehachse 228 R. Dieser Wert bezieht sich auf die Dichte von Wasser ($1,0 \text{ g/cm}^3$). Der mit Kondensatorkammern am Plexiglas-Phantom gemessene Dosiswert betrug 206 R. Bei Umrechnung dieses Wertes unter Berücksichtigung der Dichte von Plexiglas ($1,18 \text{ g/cm}^3$) auf die Dichte von Wasser ($1,0 \text{ g/cm}^3$) ergeben sich 243 R. Die Abweichung zwischen rechnerisch ermittelter Absolutdosis und experimentell-dosimetrisch gemessener Dosis liegt also bei 5%.

Die errechneten und gemessenen Dosiswerte bezogen auf die Dichte von Wasser und ihre prozentualen Abweichungen sind für die verschiedenen Pendelachsen im folgenden tabellarisch gegenübergestellt:

Entf. der Pendelachse von der Phantommittte	Mittl. Pendelachstiefe	f_k	Errechneter Dosiswert in der Drehachse	Gemessener Dosiswert in der Drehachse	Proz. Abweichung
2 cm	11,4 cm	2,90	228 R	243 R	5%
3 cm	10,5 cm	2,77	240 R	243 R	1%
4 cm	10,1 cm	2,71	245 R	250 R	2%
5 cm	9,7 cm	2,65	248 R	260 R	5%

Bei Berücksichtigung der Tatsache, daß die Absorption durch den Lagerungstisch im rechnerischen Wert unberücksichtigt blieb, stimmen Rechnung und Messung mit großer Genauigkeit überein. Die echten Abweichungen dürften somit unterhalb des Kammer-Meßfehlers von $\pm 5\%$ liegen, können also vernachlässigt werden.

6. Messungen der Oberflächenbelastung

(Bestrahlungsbedingungen der Versuchsreihe 3a))

In dieser Versuchsreihe sollten unter den Bestrahlungsbedingungen der 3. Versuchsreihe die Oberflächenbelastungen gemessen werden. Zu diesem Zweck wurden die Kondensatorkammern in 2 cm Abstand mit Tesa-Film an der Phantomboberfläche fixiert.

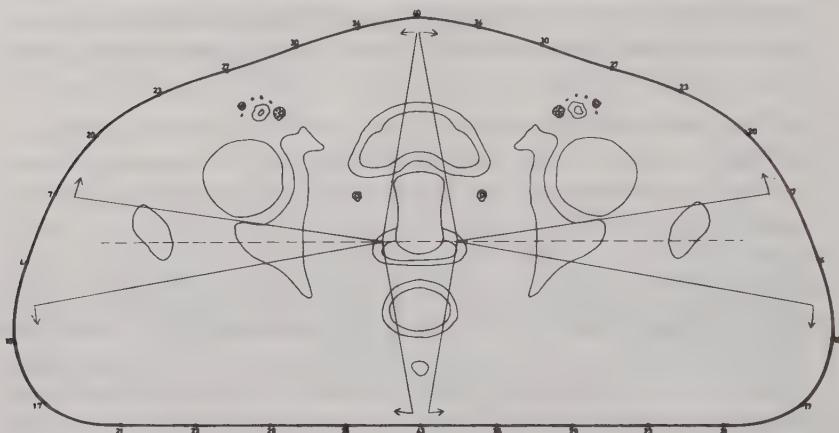


Abb. 38 Biakiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 4 cm, PW 200°, ausgeschaltet von 80° bis 100°.

Bei einem PAA von 4 cm (Abb. 38) erhalten die in Phantommitte gelegenen dorsalen und ventralen Oberflächenbezirke dadurch, daß sich die Begrenzungslinien der beidseitigen Pendelwinkel oberflächennahe in der Medianlinie überschneiden, die höchste Belastung, die zwischen 40% und 43% der Herddosis liegt. Die Oberflächenbelastung nimmt in Richtung auf das Projektionsgebiet des Ausschaltungswinkels auf die Oberfläche ab und erreicht in diesem Bereich den niedrigsten Wert, der bei 4% liegt.

Obwohl bei Vergrößerung des PAA auf 6 cm (Abb. 39) der Schnittpunkt der Winkelbegrenzungslinien außerhalb der Phantomboberfläche liegt, ist ventral und dorsal die Oberflächenbelastung nur wenig geringer als bei einem PAA von 4 cm. Genau in der

Medianebene liegt sie allerdings unter 40%. Die höchste Belastung von 41 % tragen die dorsalen in Phantommitte gelegenen und die ventralen an die Medianebene angrenzenden Oberflächenbezirke. Die Tendenz zur Abnahme der Oberflächenbelastung in Richtung auf den Ausschaltungswinkel und die geringe Belastung im Ausschaltungsbereich selbst ist auch hier deutlich erkennbar.

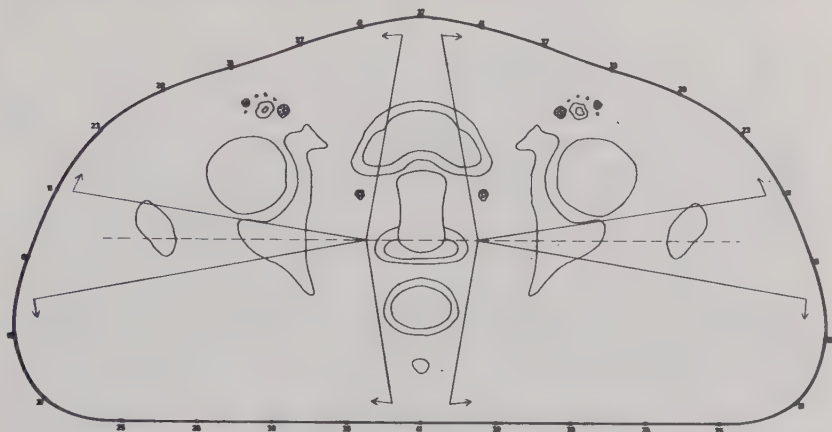


Abb. 39 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 6 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°-100°.

Bei einem PAA von 8 cm (Abb. 40) wird deutlicher, daß die höchste Belastung der Oberfläche nicht mehr in der Mitte liegt, sondern in den unmittelbar seitlich an die Medianebene angrenzenden Oberflächenbezirken. Hier werden Werte bis zu 46% gemessen. In Richtung auf den Ausschaltungswinkel nimmt wieder die Belastung ab und erreicht hier mit 7% den niedrigsten Wert.

Erst bei einem PAA von 10 cm (Abb. 41) ist die Strahlenbelastung der ventralen und dorsalen Oberflächengebiete in der Mittelachse mit 24% und 35% deutlich geringer als in den vorausgegangenen Versuchen, allerdings höher in den nach lateral anschließenden Gebieten. Der höchste Wert wird hier mit 48% der eingestrahlten Herddosis gemessen. Niedrig liegt wieder die Oberflächenbelastung im Bereich

des Ausschaltungswinkels mit 7% der Dosis.

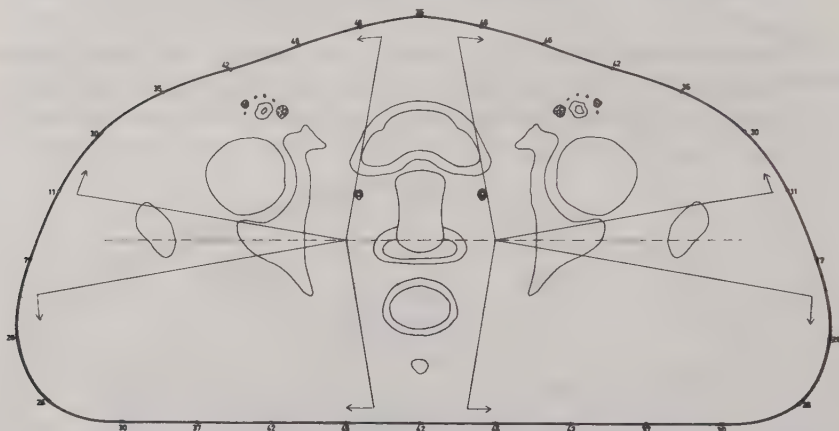


Abb. 40 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 8 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80° - 100°.

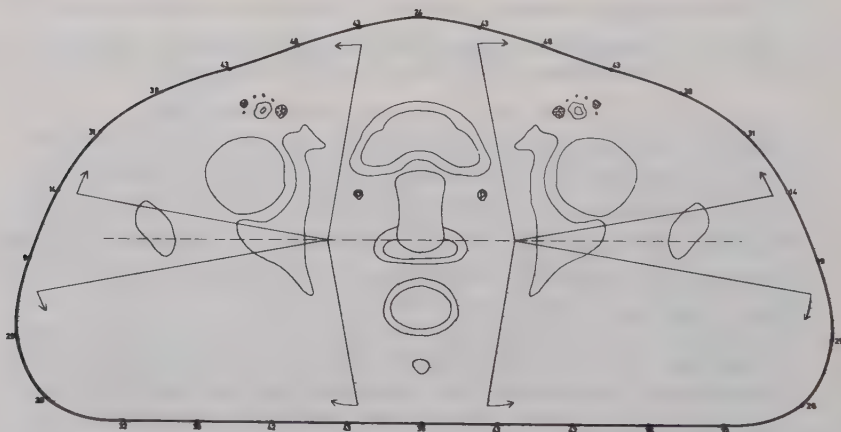


Abb. 41 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm, PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80° - 100°.

Zusammenfassung der Ergebnisse der 6. Versuchsreihe

Die Ergebnisse dieser Versuche, in denen bei Variation der Pendelachsabstände und sonst konstanten Parametern die Oberflächenbelastung gemessen wurde, zeigen, daß die Strahlenbelastung in dem Gebiet niedriger liegt, welches in den Bereich des Ausschaltungswinkels fällt. Sonst werden bis zu einem PAA von 8 cm (Abb. 38, 39, 40) die ventralen und dorsalen Hautbezirke in der Mittellinie am stärksten belastet, wobei in Richtung auf den Ausschaltungswinkel die prozentuale Belastung wieder abnimmt. Bei einem PAA von 10 cm (Abb. 41) tragen die lateral an die im Beckenachsenbereich liegenden Oberflächenzonen angrenzenden Bezirke die höchste Belastung. Die höchste Oberflächenbelastung beträgt hier 48% der eingestrahlten Herddosis.

Dabei muß berücksichtigt werden, daß der Mittelpunkt der Meßkammern 3 mm über der Phantomoberfläche lag, also nicht im Dosismaximum und im Elektronengleichgewicht gemessen wurde. Die tatsächliche Phantomoberflächenbelastung dürfte also geringfügig über den gemessenen Werten liegen.

7. Messungen der Ureter- und Urethrabelastung

In dieser Meßreihe wurde versucht, annäherungsweise einen Überblick über die Belastung von Ureter und Urethra zu gewinnen. Zu diesem Zweck wurden die Meßkammern in die dem Ureter und der Urethra nächstgelegenen Bohrungen der einzelnen Scheiben unseres "körpergerechten" Phantoms eingesetzt, sodaß die interessierenden Organe in ihrem kranio-kaudalen Verlauf von Meßkammern umgeben waren. Tabellarisch ist in Abb. 42 eine Übersicht über die Lage der Meßkammern zu Ureter und Urethra auf den einzelnen Scheiben entsprechend der Konstruktion des Phantoms unter Weglassung topographisch-anatomischer Beziehungen zu benachbarten Organen gegeben, wobei die gemessene Strahlenbelastung in Prozenten der eingestrahlten Herddosis (=Maximaldosis) neben den Kammern angegeben ist. Die Werte für die Durchschnittsbelastung wurden durch Interpolation gewonnen.

Die Meßergebnisse zeigen, daß bei einer biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung mit einem PAA von 10 cm, einem PW von 200° und Ausschaltung der Strahlung zwischen 80° und 100° die Urethra zwischen 40% und 60% belastet wird, der Ureter in der Ebene der Cervix uteri (entsprechend Scheibe 6 unseres "körpergerechten" Phantoms) um 80% der Dosis erhält und dieser Strahlenbelastung über einen Verlauf von etwa 8 cm (Scheibe 6 - 9) ausgesetzt bleibt.

Scheiben- nummer	Urethra- und Ure- terbelastung in Prozenten der Maximaldosis	Ausschnitt der Scheibenanatomie mit Lage der Kam- mern u. Messwer- ten (● = URETER)
3	45	
4	55	
5	75	
6	80	
7	90	
8	90	
9	80	
10	20	

Abb. 42 Strahlenbelastung des Ureters und der Urethra.
 Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung: HF 6 x 12 cm,
 PR 65 cm, PAA 10 cm, PW 200°, ausgeschaltet 80°
 bis 100°.

V. Diskussion

Die Zielsetzung der vorgelegten Untersuchungen war es, die 1967 von VAHRSON (147) nach orientierenden Versuchen publizierte "Gießener Methode" der biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung des Kollum-Karzinoms experimentell zu untermauern, die Belastung der Haut und der benachbarten Organe des Beckens darzustellen und Möglichkeiten der Erweiterung und der Verbesserung der Methode aufzuzeigen.

Bei den Versuchen blieb der Pendelradius mit 65 cm unverändert. Auch im klinischen Betrieb der Universitäts-Frauenklinik Gießen wird vorwiegend mit diesem Pendelradius gearbeitet, da hierbei mit Sicherheit keine Schwierigkeiten während des Pendelumlaufs bei sehr adipösen Patientinnen, selbst für den Fall einer exzentrischen Pendelachsenlage auftreten. Konstant blieb auch das Herdfeld mit 6 x 12 cm, da aus Vorversuchen, deren Ergebnisse sich mit den Aussagen von WEISHAAR und HELLER (155) decken, bekannt war, daß eine Herdfeldbreite von 6 cm ausreicht, um die Beckenwand in die Bestrahlung mit einzuschließen und eine darüber hinausgehende Breite des Herdfeldes dem Ziel, die Beckenmitte möglichst weitgehend zu entlasten ohne den Anschluß an die Radiumisodose zu verlieren, entgegensteht und außerdem eine verstärkte Auswanderung des Dosismaximums zur Folge hat. Um nach kranial verlaufende Lymphgefäßsysteme noch ausreichend zu erfassen, ist eine Herdfeldlänge von 12 cm ausreichend. Die Indikation zur Mitbestrahlung lumbaler und paraaortaler Lymphsysteme, mit der sich vor allem WEISHAAR und HELLER (155), DIBBELT et al. (25), BEDUHN und KUTTIG (10), KUTTIG und BECKER (82), BREIT und KELLER (15), FRISCHBIER und MÖHLE (38), FLETSCHER (32), SURMONT (143) sowie BURAGGI et al. (17, 18) beschäftigten, wobei die zuletzt genannten beiden Autoren mit einer biaxialen Pendelbestrahlung arbeiteten, bei der beide Pendelachsen in kranialer Richtung konvergieren, so daß die kaudalen Lumbalregionen mit ausreichend hoher Dosis erfaßt werden, muß auf Grund ungünstiger topographischer

Bedingungen sowieso relativ eng gestellt werden, auch wenn nach den Untersuchungen von REIFFENSTUHL (121) und GERTEIS (45) bekannt ist, daß diese Lymphabflußgebiete häufiger und früher als vermutet befallen werden können.

In unseren Versuchsreihen ergab sich bei einem PAA von 10 cm und einem PW von 200° die günstigste Isodosenverteilung im kleinen Becken (Abb. 9). Hierbei liegt das Dosismaximum an der Beckenwand, die Beckenmitte erhält etwa 65% der Maximaldosis und infolge einer starken von ventral und dorsal erfolgenden Einschnürung der 60%-Isodose und aller niederen Isodosen liegt die Belastung von Blase und Rektum deutlich unter der Toleranzdosis dieser Organe. Unbefriedigend bleibt vor allem die Belastung des Oberschenkels, dessen Schaft alleine etwa 40% der Höchstdosis erhält. Bei Ausschaltung der Strahlung über einem symmetrisch liegend gewählten Winkelausschnitt von 20° wird die Strahlenbelastung von Oberschenkelkopf und -schaft niedriger gehalten und die Beckenmitte noch weiter entlastet (Abb. 14). In Richtung der Feldlänge ist hierbei, wie die Isodosenverteilung im Frontalschnitt zeigt (Abb. 37), der Dosisabfall nur geringfügig. Untersuchungen des Isodosenverlaufs in der 3. Ebene laufen und werden in Kürze von VAHRSON veröffentlicht werden.

Größer gewählte symmetrisch liegende Ausschaltungswinkel (Abb. 17, 18, 19, 20) ermöglichen zwar eine noch deutlichere Schonung der Organe der Beckenachse, führen jedoch zu einer starken Strahlenbelastung von Ureter und lateralen Blasenabschnitten.

Durch asymmetrisch liegende Ausschaltungswinkel (Abb. 22, 23, 24, 25) läßt sich der Isodosenverlauf nicht günstiger gestalten.

Auch eine Bestrahlung über asymmetrisch liegende Pendelwinkel (Abb. 11, 12, 13) deutet keine Möglichkeit an, auf diese Weise zu einer für unsere Zwecke der perkutanen Zusatzbestrahlung günstigeren Isodosenverteilung zu gelangen.

Für den Spezialfall der Notwendigkeit einer vorwiegenden Bestrahlung des anterioren parametranen Raumes mit hohen Dosen wäre u. U. das in Abb. 13 mit Isodosenverlauf angegebene Bestrahlungsverfahren geeignet, wobei aber eine hohe Blasenbelastung in Kauf genommen werden muß. Für alle die Fälle, in denen eine Radiumeinlage nicht möglich oder sinnvoll wäre und deshalb eine alleinige Telekobalttherapie diskutiert werden muß (19 , 34, 40, 41), bietet sich das in Abb. 27 mit Isodosenverlauf angegebene Verfahren an, bei dem durch Wahl eines PAA von 6 cm bei einer Pendelung über 200° mit Ausschaltung der Strahlung von 80° bis 100° das Dosismaximum in Beckenmitte zu liegen kommt und die Beckenwand noch 70° bis 80° der Maximaldosis erhält. Dieses Verfahren wurde bereits früher von VAHRSON (148) bei der Therapie des Vaginalkarzinoms angewandt.

Unterschiedliche Körperkonturen haben nach den Ergebnissen unserer Versuche (Abb. 29, 30, 31, 32) keinen wesentlichen Einfluß auf die Dosisverteilung. Das steht im Einklang mit den Untersuchungen von FRISCHBIER und HASSE (34) an einem Phantom mit variierten Abmessungen, in denen die genannten Autoren nachweisen konnten, daß Körperform und Körperumfang nur untergeordnete Bedeutung für die Dosisverteilung haben.

Die in den Versuchen gefundenen Werte für die Hautbelastung (Abb. 38, 39, 40, 41) zeigen, daß die Oberfläche nur 4% bis 48% der Höchstdosis erhält, wobei, wie zu erwarten war, in Richtung auf den Ausschaltungswinkel die prozentuale Belastung deutlich abnimmt. Diese Werte demonstrieren am besten die Überlegenheit der biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung gegenüber einfachen Stehfeld- oder Gegenfelddbestrahlungsmethoden. Die Methode eignet sich daher besonders für die Rezidivbestrahlung bei stark vorgeschädigter Haut.

Die Messungen der Strahlenbelastung von Urethra und Ureter (Abb. 42) zeigen bei einem Pendelachsabstand von 10 cm eine Belastung der Urethra mit 40% - 60% und des Ureters über eine längere Strecke seines Verlaufs mit maximal 80% - 90% der Höchstdosis.

Die Ergebnisse der Untersuchungen können daher die von VAHRSON (147) 1967 publizierte biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung als optimale perkutane Zusatzbestrahlung zur lokalen Radiumtherapie bestätigen (Abb. 14):

Biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung:
Herdfeld 6 x 12 cm, Lage der Pendelachsen in Höhe der Cervix uteri symmetrisch zur Körpermitte, Pendelachsabstand 10 cm, Pendelung über einen Pendelwinkel von 200° beiderseits (von $+10^{\circ}$ bis $+170^{\circ}$ bzw. von -10° bis -170°), wobei während des Umlaufs des Strahlerkopfes auf beiden Seiten die Strahlung zwischen 80° und 100° ausgeschaltet wird.

Lediglich die Länge des Herdfeldes sollte der Ausdehnung des Karzinoms und lymphographisch nachgewiesener Lymphknotenmetastasen angepaßt werden. Dabei stellt eine Herdfeldlänge von 12 cm die untere Grenze dar, eine Länge von 18 bis 20 cm die obere Grenze der noch ohne Nierenschädigung zumutbaren Feldlänge. Untersuchungen zu dieser Problematik sind von VAHRSON in Bearbeitung und werden demnächst publiziert.

Bei Diskussion um die zweckmäßigsten Bestrahlungsverfahren in der Telekobalttherapie des Kollum-Karzinoms wird vor allem von den Autoren, die für eine alleinige Supervolttherapie unter Verzicht auf die intrakavitäre Curieotherapie eintreten (98, 104, 144). auf die Schwierigkeiten hingewiesen, die bei Kombination von lokaler Radiumbestrahlung mit einer Telekobaltzusatzbestrahlung auftreten:

1. Gleitender Übergang von Radium- und Telekobalt-Isodosen.
2. Vermeidung von Unter- und Überdosierungen im parametralen Ausbreitungsgebiet, besonders bei Exzentrizität des radiumtragenden Uterus.
3. Vermeidung von Dosisspitzen an Ureter, Blase und Darm.

Mit der Gießener Bestrahlungsmethode bekennen wir uns zur Kombinationsbestrahlung, weil wir einmal mit vielen anderen

Autoren (16, 17, 18, 25, 34, 44, 83, 104, 143) der Meinung sind, daß die intrakavitäre Radiumanwendung die wirkungsvollste Behandlungsmaßnahme des Ausgangsherdes in der Beckenachse ist und man deshalb, insbesondere in den Stadien I und II des Kollum-Karzinoms, nicht auf sie verzichten sollte, und wir zum anderen für unsere Methode glauben nachweisen zu können, daß auch für den häufigen Fall einer Verlagerung des radiumtragenden Uterus (26, 126, 130, 141) mit daraus resultierenden Überschneidungen der Radiumisodosen mit perkutanen Zusatzfeldern keine den Therapieerfolg gefährdenden Strahlenüberlastungen auf der einen Seite und Unterbelastungen auf der anderen entstehen. Wie die schematische Darstellung der Dosisverteilung in der Querachse des kleinen Beckens mit Hilfe der Dosissummenkurve der Radium- und Telekobalt-Bestrahlung unserer Methode zeigt (Abb. 16), ist die Gefahr der Entstehung von Dosisspitzen und Dosistälern selbst bei angenommener Exzentrizität des Radiumträgers von 2 cm nicht gegeben. Eine individuelle asymmetrische Planung der biaxialen Telekobalt-Pendelbestrahlung zum Ausgleich einer asymmetrischen Lage der Radiumträger entfällt daher. Dieser Vorteil der Gießener Methode ist unserer Meinung nach ein wichtiges Kriterium für eine optimale Zusatzbestrahlungsmethode.

Gegenüber den Methoden der kombinierten Behandlung bringt eine alleinige Telekobalt-Bestrahlung des Primärtumors und des gesamten kleinen Beckens, ob nun als Stehfeldbestrahlung (41, 92) oder Bewegungsbestrahlung (77, 98) oder als Kombination beider (19, 161) ausgeführt, den Vorteil einer fast homogenen Ausstrahlung des kleinen Beckens und übersichtlicher Dosisverteilungsverhältnisse. Jedoch können viele dieser Methoden der Forderung nach möglichst weitgehender Schonung wichtiger Organe des kleinen Beckens nicht entsprechen.

Bereits FRISCHKORN (41) wies auf das außerordentlich breite Spektrum von Therapieformen hin, denen mit Hinblick auf die Telekobalt-Therapie umfangreiche Untersuchungen verschiedener Autoren über dosimetrische Fragestellungen und über die

die Dosisverteilung beeinflussenden Faktoren zugrunde liegen (12, 33, 48, 66, 67, 68, 70, 71, 81, 86, 114, 118). Er betonte die Schwierigkeiten, der Vielzahl radiologischer Behandlungsmethoden eine Systematisierung zu geben. Dennoch wurde von FRISCHBIER und KUTTIG (37) versucht, die wichtigsten in der gynäkologischen Telekobalttherapie angegebenen Bestrahlungsverfahren einer kritischen Beurteilung zu unterziehen.

Bei Untersuchung der Methoden, die eine alleinige Telekobalttherapie bevorzugen, stellten die genannten Autoren fest, daß sich zur Bestrahlung des Kollum-Karzinoms die von MELLOR (98) 1960 angegebene Methode noch am besten eignet. Blase und Rektum jedoch werden bei diesem Bewegungsbestrahlungsverfahren immerhin mit 85 - 90% der Höchstdosis belastet.

Auch die Bestrahlungsverfahren mit Kombination einer zentralen Pendelbestrahlung und zusätzlichen Stehfeldern konnten der Forderung nach Schonung von Blase und Rektum nicht entsprechen und die Gefahr der Entstehung von Dosis Spitzen an den Überschneidungsstellen der Stehfeld- und Pendelisodosen nicht vermeiden.

Gegenüber den zur Anwendung kommenden Telekobalt-Stehfeldbestrahlungsverfahren ist grundsätzlich noch der Einwand berechtigt, daß sie nicht die Forderung nach einer Kleindraumbestrahlung erfüllen können (54), deren Beachtung in den Anfangsstadien des Karzinoms bei Anwendung von Supervoltenergien, auch wenn ihre relative Herdraumdosis kleiner ist, gefordert werden muß. Bei allen Gegenfeldmethoden kann die Strahlenbelastung der Subkutis im Bereich des Dosismaximums infolge des Aufbaueffektes beträchtlich sein und sogar, je nach Durchmesser des Patienten, mehr als die Dosis in der Parametranebene betragen (37). Auch die sich bei einer Stehfeldbestrahlung ergebende Notwendigkeit der Umlagerung der Patienten mit daraus resultierender Veränderung in der Form der Körperumrisse und damit der Tumorlokalisation

und beträchtlichen Veränderungen der Tiefendosen stellen Nachteile dar, deren Bedeutung für die Therapie vor allem SETÄLA (136, 137) aufzeigte.

Die im Rahmen der kombinierten Radium-Telekobalt-Therapie geübten Stehfeldverfahren haben die oben angeführten grundsätzlichen Nachteile. Auch sie wurden von FRISCHBIER und KUTTIG (37) unter einheitlichen Versuchsbedingungen geprüft. Hierbei zeigte das mit zwei ventralen und dorsalen Stehfeldern mit senkrecht aufeinander stehenden Strahlenkegeln oder, wie im Rahmen der früheren "Hamburger Methode", mit um 10° zur Beckenwand gekippten parametralen Stehfeldern arbeitende Zusatzbestrahlungsverfahren insgesamt noch die günstigste Isodosenverteilung. Diese Methode wurde von FRISCHBIER und KUTTIG durch die Einschaltung von Keilfiltern modifiziert.

Die komplizierte Methode von DIBBELT et. al. (25), bei der über ein ventrales und dorsales großes U-förmiges Feld unter Ausblendung der Beckenmitte bestrahlt wird, führt insgesamt zu einer beträchtlichen Raumdosis und bewirkt neben einer höheren Belastung der Beckenmitte auch eine hohe Strahlenbelastung des Schenkelhalses.

Die für die Telekobalttherapie modifizierte "Marburger Methode" (104), die mit einem ventralen und dorsalen Feld, über das eine Volldosis eingestrahlt wird, und mit einem Dammfeld, das nur die Hälfte der Dosis erhält, arbeitet und bei der zum Dosisausgleich Keilfilter eingeschaltet werden, erreicht zwar eine fast homogene Ausstrahlung des gesamten kleinen Beckens und eine Mitbestrahlung kranialer Anteile des Lymphabflußgebietes, nimmt jedoch in Kauf, daß Blase und Rectum im Bereich des Dosismaximums zu liegen kommen.

Wesentlich günstigere Dosisverteilungen können bei Kombination einer intrakavitären Curie-Therapie mit Bewegungsbestrahlungsmethoden, wie z. B. von SURMONT (143), BURAGGI et al. (17, 18) und BRIZEL (16) angegeben, erzielt werden. Die Anwendung der Telekobalt-Bewegungsbestrahlung sichert eine Dosiskonzentration in den Parametrien bei weitgehender Scho-

nung des umliegenden gesunden Gewebes. Die Anwendung des Radiums erlaubt eine weitgehende Vernichtung des Primärtumors. Unter diesen Voraussetzungen läßt sich ein nahezu optimales Bestrahlungsverfahren entwickeln.

Schon von MATSCHKE und WELKER (95) wird darauf hingewiesen, daß die biaxial arbeitende Telekobalt-Pendelbestrahlungsmethoden gegenüber den anderen Methoden der Telekobalt-Bestrahlung den Vorteil haben, durch Veränderung von Herdfeldgröße, Pendelachsabstand und Pendelwinkel den Isodosenverlauf im gewünschten Sinne erheblich beeinflussen zu können. Unsere Arbeit zeigt, wie weitgehend der Isodosenverlauf durch Veränderung der beiden letztgenannten Parameter modifiziert werden kann (Abb. 6, 7, 8, 9, 14, 26, 27, 28, 34, 35, 36, 37).

In Übereinstimmung mit FRISCHBIER und HASSE (34) und im Gegensatz zu CIAMBELLOTTI und CUGINI (20), MATSCHKE und WELKER (95) halten wir aber eine Anpassung der Isodosen individuell an die Herdausdehnung und die Körperabmessungen in den meisten Fällen für nicht erforderlich. Wie unsere Versuche mit dem "körpergerechten" Phantom (Abb. 14, 26, 27, 38) im Vergleich zu denen mit unserem "Ideal"-Phantom (Abb. 29, 30, 31, 32) zeigen, beeinflussen unterschiedliche Körperabmessungen den Isodosenverlauf nur unwesentlich. Wir glauben deshalb, nicht nur aus praktischen Gründen, für eine weitgehende Standardisierung der Bestrahlungsmethoden eintreten zu können.

Das als "Gießener Methode" bezeichnete Telekobalt-Bewegungsbestrahlungsverfahren wurde aus der von FRISCHBIER und HASSE (34) in ihrer Arbeit angegebenen "Methode C" von VAHRSON (147) entwickelt. Der bei dieser "Methode C" an unserem Phantom erarbeitete Isodosenverlauf zeigt (Abb. 8) bei guter Schonung von Blase und Rektum und an der Beckenwand gelegenen Dosismaximum doch eine erhebliche Belastung von Oberschenkelkopf (90%) und Oberschenkelchaft (50%). Durch Aussparung eines lateral über dem Hüftgelenk gelegenen,

20° (80° - 100°) umfassenden Sektors eines auf 200° vergrößerten Pendelwinkels (Abb. 14) resultieren in Bezug auf die Oberschenkelbelastung günstigere Verhältnisse. Das Caput femoris und der Oberschenkel werden infolge eines steileren Dosisabfalls nur noch mit 80% bzw. 25% der Höchstdosis belastet. Außerdem ist die Entlastung von Blase und Darm noch ausgeprägter. Der sehr flache Dosisabfall nach oben und unten in Beckenmitte, der unser Bestrahlungsverfahren auszeichnet, ergibt, worauf schon VAHRSON (147) hinwies, bei fehlerhafter Höheneinstellung der Pendelachse keine Überdosierung im Bereich der Beckenmitte.

Nach der Arbeit von VAHRSON (147), der eine günstigere Isodosenverteilung bei biaxialer Pendelung durch Aussparung eines nicht bestrahlten Teils des Pendelwinkels aufzeigte, veröffentlichten KUTTIG et al. (83) ihre Ergebnisse einer biaxialen, bisegmentalen Pendelbestrahlungsreihe, bei der zusätzlich ein 17,5°-Keilfilter zur Verwendung kam. Der hierbei gefundene Isodosenverlauf bei einer Herdfeldbreite von 6 und 8 cm, einem Pendelwinkel von 180 und 200° und Ausschaltungswinkel von 20° und 40° zeigen keine günstigeren Dosisverteilungen im Vergleich zu unseren Versuchen. Da, wie zu erwarten war, die Strahlenentlastung der Beckenmitte bei einer Herdfeldbreite von 6 cm und einem PAA von 8 cm und 10 cm am deutlichsten ist, haben wir in sämtlichen Versuchen mit diesem konstanten Parameter, der auch den Einschluß der Beckenwand garantiert, gearbeitet. Von KUTTIG et al. (83) werden als beste Methode die einer biaxialen Pendelung über 180° bei symmetrisch gewähltem Ausschaltungswinkel von 20°, einem Pendelachsabstand von 8 cm und einer Herdfeldbreite von 6 cm unter Verwendung eines 17,5°-Keilfilters angegeben. Wir erhalten den gleichen günstigen Isodosenverlauf bei einem Pendelwinkel von 200°, einem Pendelachsabstand von 10 cm und denselben anderen Parametern ohne Einschaltung eines Keilfilters. Wir sind deshalb der Meinung, daß die Verwendung eines Keilfilters, für die auch WELKER (156) eintritt, nicht erforderlich ist.

Die einfache und schnelle Einstellung bei unserer Bestrahlungsmethode ermöglicht es, den Forderungen von KUTTIG und STAAS (84) nach einer optimalen Rüst- und Stillstandszeit aus Gründen der Wirtschaftlichkeit zu entsprechen und auch die Forderung von FRISCHBIER und KUTTIG (35) nach Reduzierung der Strahlenbelastung des Personals zu erfüllen.

Bei unseren Versuchen ist nicht in Vergessenheit geraten, wie grundsätzlich problematisch die Übertragung der an einem Phantom erfolgten Messungen und daraus resultierenden Ergebnisse auf Patienten mit ihren variablen anatomisch-topographischen Verhältnissen ist (4, 13, 42, 76). Da jedoch im Routinebetrieb nur Dosismessungen in der Vagina und im Rektum möglich sind, ist man auf Phantommessungen angewiesen.

VI. Zusammenfassung

Durch Variation von Pendelachsabstand, Pendelwinkel und Ausschaltungswinkel bei konstantem Herdfeld (6 x 12 cm) und Pendelradius (65 cm) wurde in mehreren Versuchsreihen mit zwei Plexiglas-Phantomen die Telekobalt-Zusatzbestrahlung der Universitäts-Frauenklinik Gießen zur intrakavitären Radium-Therapie im Hinblick auf die Belastung wichtiger Beckenorgane und der Haut überprüft, um evtl. Verbesserungsmöglichkeiten aufzeigen zu können.

Die Untersuchungen führten zu folgendem Resultat:

Durch die biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung mit einem Pendelachsabstand von 10 cm und einem Pendelwinkel von 200° , wobei während des Umlaufs zwischen 80° und 100° die Strahlung abgeschaltet wird, erhält man nahezu ideale Isodosenverläufe mit Lage des Dosismaximums an der Beckenwand und guter Schonung von Blase, Darm, Oberschenkelkopf und -schaft, wobei für den angenommenen Fall einer Exzentrizität des Radiumträgers bis zu 2 cm noch eine genügende Herddosis im parametranen Raum erzielt wird.

Unterschiedliche Körperkonturen haben auf den Isodosenverlauf keinen wesentlichen Einfluß.

Die Einfachheit der Bestrahlungsmethodik, ihre leichte Reproduzierbarkeit, ferner der Verzicht auf eine Umlagerung der Patienten mit daraus resultierenden Fehlermöglichkeiten sind ein wesentlicher weiterer Vorteil dieser Zusatzbestrahlungsmethode.

Literaturverzeichnis

1. Adams, G. D. u. Mitarbeiter: Techniques for application of the Betatron to medical therapy
Amer. J. Roentgenol. 60, 153, 1948
2. Bacq, Z. M., Alexander, P.: Grundlagen der Strahlenbiologie
G. Thieme, Stuttgart 1958
3. Baeumer, J.: Die Anwendung der Rotationsbestrahlung in der Gynäkologie
Strahlentherapie 87, 291, 1952
4. Balz, G., Birkner, R., Wachsmann, F.: Experimentelle Untersuchungen über die Absorption von Röntgenstrahlen in verschiedenen Geweben
Strahlentherapie 97, 382, 1955
5. Barth, G.: Praktische Erfahrungen mit der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 87, 233, 1952
6. Barth, G., Spiegel, K.H.: Durchführung und Anwendungsmöglichkeiten der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 81, 305, 1950
7. Becker, J.: Klinische Erfahrungen mit ultraharten Röntgenstrahlen und schnellen Elektronen
Strahlentherapie 106, 85, 1958
8. Becker, J., Schubert, G.: Die Supervolttherapie
G. Thieme, Stuttgart 1961
9. Becker, J., Weitzel, G.: Neue Formen der Bewegungsbestrahlung beim 15-MeV-Betatron der Siemens-Reiniger Werke
Strahlentherapie 101, 180, 1956
10. Beduhn, F., Kuttig, H.: Die Bewegungsbestrahlung der paraaortalen Lymphknoten mit CO-60-Gammastrahlen
Strahlentherapie 132, 481, 1967
11. Behnken, H.: Über Röntgenstrahlen höchster Durchdringungsfähigkeit
Strahlentherapie 44, 489, 1932
12. Bonet-Maury, P.: La détermination de la dose d'exposition en cyclothérapie avec le Cobalt-60
J. Radiol. Electrol. 40, 137, 1959
13. Borell, H.: Experimentelle Untersuchungen zur Tiefendosierung harter Röntgenstrahlen mit besonderer Berücksichtigung der Streustrahlung
Strahlentherapie 14, 239, 1923
14. Braestrup, C. B., Mooney, R. T.: Physical aspects of rotating telecobalt equipment
Radiology 64, 17, 1955

15. Breit, A., Keller, H. L.: Die Pendelbestrahlung der Parametrien und ihrer Lymphabflußgebiete
Strahlentherapie 110, 1, 1959
16. Brizel, H. E., Lanzl, L. H., Duthorn, E. M.: A comparison of techniques for parametrial irradiation using Cobalt-60
Amer. J. Roentgenol. 89, 101, 1963
17. Buraggi, G. L., Carnevali, G., Felci, U., Roncoroni, L.: Telecobaltoterapia di movimento: presentazione di schemi trattamento
Tumori 45, 273, 1959
18. Buraggi, G. L., Romanini, A., Roncoroni, L.: Sul trattamento del carcinoma uterino e delle diffusionsi parametrali con la telecobaltoterapia
Tumori 45, 507, 1959
19. Bittenberg, D.: Die Telekobaltbestrahlung beim Kollumkarzinom
Geburtsh. und Frauenheilk. 22, 1107, 1962
20. Ciambellotti, E., Cugini, A.: Telecobaltoterapia pendolare biassiale semmetrica parallela nel trattamento delle neoplasie dell pelvi
Radiol. med. 47, 249, 1961
21. Dessauer, F., Lion, K., Mutherem: Versuche mit der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 60, 546, 1937
22. Dessauer, F., Mutherem, G.: Die Rotationsbestrahlung
Fortschr. Röntgenstr. 56, 218, 1937
23. Dibbelt, L.: Die Bestrahlung gynäkologischer Karzinome mit dem Konvergenzstrahler
Strahlentherapie 95, 49, 1954
24. Dibbelt, L.: Fortschritte der gynäkologischen Strahlentherapie
Sdbd. zur Strahlentherapie 35, 56, 1956
25. Dibbelt, L., Rahm, G., Renner, K.: Dosimetrische Untersuchungen zur Gammatronbestrahlung der Lymphwege beim Uteruskarzinom
Strahlentherapie 112, 406, 1960
26. Dietel, F.G.: Die Strahlenbehandlung der Uteruskarzinome an der Universitäts-Frauenklinik Heidelberg
Strahlentherapie 46, 201, 1933
27. Dietz, W.: Strahlentherapie und Heilungsergebnisse beim Kollumkarzinom an der Universitäts-Frauenklinik Freiburg:Br. 1950 bis 1954
Strahlentherapie 115, 65, 1961
28. Dittrich, W.: Die Stoffwechselleistung der Krebszelle und das Problem der Strahlenresistenz
Geburtsh. u. Frauenheilk. 18, 534, 1958

29. Eymer, H., Ries, J.: Die Ergebnisse der Strahlenbehandlung der Gebärmutterkrebe an der Münchner Universitäts-Frauenklinik
Strahlentherapie 69, 12, 1941
30. Eymer, H., Ries, J.: Ergebnisse der Strahlenbehandlung des Kollumkarzinoms an der I. Universitäts-Frauenklinik München. Berichtsjahr 1944
Strahlentherapie 86, 535, 1952
31. Flax, N.: A deep therapy table with a tube stand combined and revolved in arc about the table: Intensity distribution within paraffin pelvis for various portals of entry
Radiology 28, 477, 1937
32. Fletscher, G. H.: Clinical stationary field therapy with a Cobalt-60 unit
Amer. J. Roentgenol. 75, 91, 1956
33. Friedmann, M., Hine, G. J., Dresner, J.: Principles of supervoltage rotation therapy
Radiology 64, 1, 1955
34. Frischbier, H.-J., Hasse, J.: Die biaxiale Telekobalt-Pendelbestrahlung des Kollumkarzinoms. Dosisverteilung, Herddosisberechnung, Einstelltechnik und klinische Erfahrungen
Strahlentherapie 126, 481, 1965
35. Frischbier, H.-J., Kuttig, H.: Orts- und Personendosen in der Telegammatherapie
Strahlentherapie 113, 402, 1960
36. Frischbier, H.-J., Kuttig, H.: Die Anwendung von Ausgleichsfiltern zur Verbesserung der Dosisverteilung bei der Telekobalttherapie des Kollumkarzinom
Strahlentherapie 125, 161, 1964
37. Frischbier, H.-J., Kuttig, H.: Kritische Betrachtungen zur Telekobalttherapie des Kollumkarzinoms
Geburtsh. u. Frauenheilk. 24, 761, 1964
38. Frischbier, H.-J., Möhle, G.: Möglichkeiten zur Telekobalttherapie des lumbalen Lymphsystems
Strahlentherapie 132, 487, 1967
39. Frischkorn, R.: Erste Erfahrungen mit der routinemäßigen Anwendung der Kobaltfernbestrahlung in der gynäkologischen Strahlentherapie
Sdbd. Strahlenf. u. Strahlenbeh. 49, 149, 1962
40. Frischkorn, R.: Die ausschließliche Perkutanbestrahlung des Kollumkarzinom mit Telekobalt
Zbl. f. Gynäk. 85, 639, 1963/I
41. Frischkorn, R.: Untersuchungen über eine ausschließliche Perkutanbestrahlung des Kollumkarzinom mit Telekobalt
Geburtsh. u. Frauenheilk. 23, 117, 1963

42. Frisenkorn, R., Rosenow, U., Boon-Long, P.: Vergleichende Untersuchungen am Menschen und am Phantom über die Absorption von 200-kV-Röntgen- und Co-60-Gammastrahlung
Strahlentherapie 126, 53, 1965
43. Garrison, H.: Comparison of dose distribution in patients treated with x-ray beams of widely different energies
Radiology 58, 361, 1952
44. Gauwerky, F., Obranovic, J.: Probleme der radiologischen Behandlung des Uteruskarzinom
Sdbd. zur Strahlentherapie 66, 22, 1967
45. Gerteis, W.: Lymphographie und topographische Anatomie des Beckenlymphsystems
G. Thieme, Stuttgart 1966
46. Glocker, R., Macherauch, E.: Röntgen- und Kernphysik
G. Thieme, Stuttgart 1965
47. Grashey, R.: Allgemeine Neben- und Nachwirkungen der Röntgenstrahlen - Berufsschäden 41, 39, 1931
48. Gregory, C.: Dosage distribution in rotational Cobalt-60 therapy
Brit. J. Radiol. 30, 538, 1957
49. Grund, K., Wachsmann, F.: Versuche mit 1,5- bis 5-MeV-Elektronen einer Elektronenschleuder
Strahlentherapie 77, 573, 1948
50. Gunsett, A.: Zur Methodik der Bestrahlung des Kollumkarzinoms mit Hochvoltapparaten
Strahlentherapie 56, 422, 1936
51. Gunsett, A.: Methode der Bestrahlung der Krebse mit extrem hohen Spannungen
Strahlentherapie 58, 573, 1937
52. Haenisch, A.: Die Röntgentherapie-Anlage für 1 Million Volt Spannung im Allgemeinen Krankenhaus Hamburg-Barmbek
Strahlentherapie 68, 357, 1940
53. Harvey, R. A., Haas, L. C., Laughlin, J. S.: Preliminary clinical experience with the betatron
Radiology 56, 394, 1951
54. Heinzel, F.: Über die Notwendigkeit der Rotationsbestrahlung in der Telekobalttherapie
Strahlentherapie 116, 180, 1961
55. Henschke, U.: Über Rotationsbestrahlung
Fortschr. Röntgenstr. 58, 456, 1938
56. Henschke, U.: Über die Bewertung der Schädigungsmöglichkeiten der Nachkommenschaft durch Röntgen- und Radiumstrahlen
Strahlentherapie 74, 30, 1944

57. Hofmann, D., Kepp, R.: Bisherige Ergebnisse über die biologische Wirkung ultrafraktionierter Strahlungen II. Mitt.: Über die Auswirkung der Ultrafraktionierung auf die Tumorelektivität Strahlentherapie 98, 543, 1955
58. Hofmann, D.: Strahlenbiologische Untersuchungen über die Wirkung schneller Elektronen Betatron- und Telekobalttherapie Berlin-Göttingen-Heidelberg 1958
59. Hofmann, D., Künzler, E.: Über Ursachen und zeitliches Auftreten von Harnwegskomplikationen nach Strahlenbehandlung des Kollumkarzinoms Geburtsh. u. Frauenheilk. 19, 789, 1959
60. Hofmann, D.: Klinik der gynäkologischen Strahlentherapie Urban u. Schwarzenberg, München-Berlin 1963
61. Hofmann, D., Michel, C. F.: Die chemische Dosierung von in der Therapie verwendeten Isotopen Strahlentherapie 112, 54, 1960
62. Holthusen, H.: Biologische Wirkungen der Röntgenstrahlen mit besonderer Berücksichtigung des Einflusses der Wellenlänge, der Intensität und der Bestrahlungsdauer Strahlentherapie 31, 509, 1929
63. Howarth, J. L., Jones, J. C., Millter, H.: Physical measurements on a 2 MeV x-ray generator Brit. J. Radiol. 24, 665, 1951
64. Jensen, Sv. H., Nielsen, J., Thayssen, V.: Evaluation of different factors in rotation therapy Acta Radiol. (Stockh.) 25, 95, 1944
65. Johns, H. E., Darby, E. K., Kornelsen, R. O.: The physical aspects of treatment of cancer by 22-MeV-x-rays Brit. J. Radiol. 24, 355, 1951
66. Johns, H. E., Morrison, M. T., Watson, T. A.: Radiation distribution from a 1000 Curie Cobalt unit using conventional and rotation techniques Acta Radiol. suppl. 116, 550, 1954
67. Johns, H. E., Morrison, M. T., Whitmore, G.: Dosage calculations for rotation therapy with special reference to Co-60 Amer. J. Roentgenol. 75, 1105, 1956
68. Jones, D. E. A., Gregory, C., Birchall, I.: Dosage distribution in rotational Co-60 therapy Brit. J. Radiol. 29, 196, 1956
69. Kärcher, K. H.: Einführung in die klinisch-experimentelle Radiologie Urban & Schwarzenberg, München 1964
70. Keller, H. L., Dentler, H.: Dosismessungen zur Frage der Streustrahlung bei der Telekobalttherapie Strahlentherapie 135/4, 409, 1968

71. Kemp, L. A. W., Cohen, W.: Gamma rays: Cobalt-60 teletherapy units
Brit. J. Radiol. 10, 51, 1961
72. Kepp, R.: Der Erholungsablauf in der Haut nach Röntgenbestrahlung
Strahlentherapie 78, 273, 1949
73. Kepp, R., Baeumer, J.: Die Anwendung der Bewegungsbestrahlung in der Gynäkologie
Med. Wschr. 8, 649, 1954
74. Kepp, R. K., Baeumer, J.: Erstergebnisse der Behandlung von Rezidiven des Kollumkarzinoms mit der Pendelbestrahlung
Sdbd. Strahlenf. u. Strahlenbeh. 35, 1956
75. Kepp, R., Hofmann, D.: Zur Frage der Keimschädigung durch ionisierende Strahlen
Med. Klin. 34, 1484, 1957
76. Kirsch, M., Maier, B., Schumann, E.: Dosimetrische Untersuchungen der Gewebeäquivalenz von Phantommaterialien zur Verwendung in der Orthovolt-Röntgentherapie
Strahlentherapie 134, 511, 1967
77. Koeck, G. P., Jacobson, L. E., Hillsinger, W. R.: Cobalt-60-Teletherapy of cancer of the cervix on a rotation technic
Radiology 79, 190, 1962
78. Kohl, M.: Halte- und Stellvorrichtung für Röntgenröhren
DRP 192, 571, 1906
79. Kohler, A.: Der heutige Stand der Pendelbestrahlung tiefliegender Krebse
Zbl. Chir. 67, 272, 1940
80. Kohler, A.: Klinische Erfahrungen in der Pendelbestrahlung von Geschwülsten
Strahlentherapie 81, 315, 1950
81. Kornelsen, R. O.: Predetermined dose distributions for Cobalt-60 circumaxial rotation
J. Canad. Ass. Radiol. 8, 42, 1957
82. Kuttig, H., Becker, H.: Die Pendeltranslation mit Transversalverschiebung der Achse in der Kobalt-60-Teletherapie
Strahlentherapie 135/5, 528, 1968
83. Kuttig, H., Brenner, G., Zunter, F.: Verbesserung der Dosisverteilung bei kombinierter Radium-Kobalt-60-Teletherapie des Kollumkarzinoms durch biaxiale, bisegmentale Pendelbestrahlung der Parametrien
Strahlentherapie 136/2, 131, 1968

84. Kuttig, H., Staas, J.: Untersuchungen zur Rüst- und Bestrahlungszeit in der Telekobalttherapie Strahlentherapie 132, 357, 1967
85. Lacassgné, A., Baclesse, F., Reverdy, E.: Radiothérapie des cancers du col de l'utérus Paris 1941
86. Lamarque, P., Pourquier, H., Leenhardt, P.: Télécobaltthérapie rotatoire: méthode de dosimétrie pratique J. Radiol. Electrol. 38, 737, 1957
87. Langendorff, H.: Die Strahlenbiologie in ihrer Bedeutung für Forschung und Therapie Strahlentherapie 82, 1, 1950
88. Langendorff, H.: Grundprobleme der biologischen Strahlenwirkung SRW-Nachr. 12, 1, 1960
89. Langendorff, H., Leibach, W.K., Janker, R., Rossmann, K.: Grundlagen und Praxis der Bewegungsbestrahlung Wuppertal-Elberfeld 1955
90. Langendorff, H.: Über die Stresswirkung energiereicher Strahlen Fortschr. Röntgenstr. 76, 69 u. 72, 1952
91. Laughlin, J. S.: Use of a 23-MeV medical betatron Nucleonics 8, 5, 1951
92. Leenhardt, P., Pourquier, H.: La place de la télécobaltthérapie dans le traitement du cancer du col utérin. Analyse des possibilités techniques J. Radiol. Electrol. 38, 924, 1957
93. Lorenz, W.: Strahlenschutz in Klinik und ärztlicher Praxis G. Thieme, Stuttgart 1961
94. Mallet, L., Proux, Ch.: La cycloradiothérapie J. Radiol. Electrol. 25, 237, 1942
95. Matschke, S., Welker, K.: Die individuelle Isodosenanpassung bei der biaxialen Pendelbestrahlung gynäkologischer Tumoren Radiobiologia-Radiotherapia Bd. 4, 401, Berlin 1963
96. Maurer, H. J.: Die Bewegungsbestrahlung gynäkologischer Tumoren im kleinen Becken. I. Mitt. Strahlentherapie 97, 133, 1955
97. Maurer, H. J.: Zur Bewegungsbestrahlung gynäkologischer Tumoren im kleinen Becken. Klinische Erfahrungen mit der Pendelkonvergenzbestrahlung der Parametrien Sdbd. zur Strahlentherapie 35, 68, 1956

98. Mellor, H. M.: Carcinoma of the cervix uteri: treatment by supervoltage irradiation only
Brit. J. Radiol. 33, 20, 1960
99. du Mesnil de Rochement, R.: Dosierungsgrundlagen der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 60, 648, 1937
100. du Mesnil de Rochement, R.: Dosisbestimmung und Einstellungstechnik bei der Rotationsbestrahlung
Fortschr. Röntgenstr. 32, 101, 1938
101. du Mesnil de Rochement, R.: Die Stellung der Bestrahlungsverfahren mit wanderndem Strahlenkegel im Rahmen der modernen Entwicklung der strahlentherapeutischen Methodik
Strahlentherapie 71, 512, 1942
102. du Mesnil de Rochement, R.: Allgemeine Betrachtungen zur Bewegungsbestrahlung
Sdbd. zur Strahlentherapie 35, 1, 1956
103. du Mesnil de Rochement, R., Fiebelkorn, H. J.: Zur Methodik der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 88, 198, 1952
104. du Mesnil de Rochement, R., v. Haase, G., Hagemann, G., Ringleb, D.: Telekobalt- oder Hochvoltbestrahlung der Uteruskrebse. "Marburger Methode"
Strahlentherapie 118, 170, 1962
105. Meyer, H.: Das Problem der "Kreuzfeuerwirkung" in der gynäkologischen Röntgentherapie
Zbl. Gynäk. 37, 1741, 1913
106. Meyer, H.: Aus der Geschichte der Bewegungsbestrahlung
Strahlentherapie 95, 1, 1954
107. Minder, W.: Dosimetrie der Strahlungen radioaktiver Stoffe
Wien 1961
108. Morrison, R., Newberry, G. R., Deeley, T. J.: Preliminary report on the clinical use of the medical research council 8-MeV linear accelerator
Brit. J. Radiol. 29, 177, 1956
109. Müller, J. H.: Zur Therapie mit künstlichen radioaktiven Isotopen
Dtsch. med. Wschr. 2243, 1958
110. Muth, H.: Über Spätreaktionen mit tödlichem Ausgang nach Bestrahlung des Genitalkarzinoms
Med. Klin. 43, 1849, 1958
111. Muth, H.: Behandlungsergebnisse des Genitalmalignoms
Geburtsh. u. Frauenheilk. 21, 582, 1961
112. Nakaidzumi, M.: Eine neue Methode der Konvergierung der Röntgenstrahlen
Strahlentherapie 59, 168, 1937

113. Neumann, W., Wachsmann, F.: Klinische Erfahrungen mit der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 75, 323, 1944
114. Orchard, P. G.: Decrement lines: a new presentation of data in Cobalt-60 beam dosimetry
Brit. J. Radiol. 37, 756, 1964
115. Otto, W.: Vorrichtung zur Ausführung von Tiefenbestrahlung
DRP 289, 75, 1913
116. Pernkopf, E.: Atlas der topographischen und angewandten Anatomie des Menschen
II. Bd., Urban & Schwarzenberg, München-Berlin 1964
117. Peterson, O. S., Foley, J.: Device for the control of radiation distribution in moving beam therapy
Radiology 64, 412, 1955
118. Pfalzner, P. M., Inch. W. R.: Rotation therapy with Co-60 unit.
Acta Radiol. 68, 45, 1956
119. Philipp, E., Rumphorst, K.: Die Kollumkarzinome der Kieler Universitäts-Frauenklinik aus den Jahren 1938 bis 1954 mit kritischen Bemerkungen zu therapeutischen Schäden
Geburth. u. Frauenheilk. 21, 109, 1961
120. Pohl, E.: Vorrichtung zur Ausführung von Tiefenbestrahlung
DRP 296, 657, 1913
121. Reiffenstuhl, G.: Das Lymphsystem des weiblichen Genitale
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin-Wien 1957
122. Reiniger, E. M., Geppert, M., Schall, K.: Einrichtung zur Bestrahlung mittels Röntgen- oder ähnlichen Strahlen, insbesondere für die Strahlenbehandlung tiefliegender Krankheitsherde
DRP 287, 291, 1914
123. Reiss, A.: Versuche mit der Rotationsbestrahlung
Strahlentherapie 61, 384, 1938
124. Renner, K.: Klinische Reaktionen bei der Telekobalttherapie
Sdbd. Strahlenforschung und Strahlenbehandlung (II. Band) 46, 151, 1960
125. Ries, J. K.: Zur Frage der Gewebstoleranz bei der Strahlentherapie der Karzinome der Frau
Geburtsh. u. Frauenheilk. 18, 537, 1958
126. Ries, J., Breitner, J.: Strahlenbehandlung in der Gynäkologie
Urban & Schwarzenberg, München-Berlin 1959

127. Rump, W.: Die Hochvolttherapie vom physikalischen Standpunkt nebst einem Bericht über die bisher bekannt gewordenen klinischen Ergebnisse
Radiol. Rdschr. 6, 137, 1937
128. Scherer, E., Stender, H. S.: Strahlenpathologie der Zelle
G. Thieme, Stuttgart 1963
129. Schittenhelm, R.: Physikalischer Vergleich der Therapie mit energiereichen Elektronen- und ultraharten Röntgenstrahlen
Strahlentherapie 112, 389, 1960
130. Schmermund, H. J., Franke, H.: Die individuelle Dosierung bei der Kombination von Radium- und Röntgenpendelbestrahlung des Portiokarzinoms
Sdbd. zur Strahlentherapie 35, 86, 1956
131. Schmiemenn, R.: Ergebnisse der Strahlenbehandlung des Uteruskarzinoms an der Würzburger Universitäts-Frauenklinik aus der Zeit vom 1.1.1924 bis 1.7.1933
Strahlentherapie 63, 583, 1938
132. Schmitz, H.: A preliminary report on the effect of ultra high voltage in gynaecologic carcinomas
Radiology 26, 331, 1936
133. Schmitz, H.: Clinical observations on the effect of 800 kV Roentgen rays in uterine carcinomas
Amer. J. Obstet. Gynec. 33, 74, 1937
134. Schubert, von, E.: Karzinomtherapie mit extrem harten Röntgenstrahlen und die dafür in der Charité-Frauenklinik verwendeten Einrichtungen
Zbl. Geburtsh. Gynäk. 100, 190, 1931
135. Schwiegl, H., Turba, F.: Künstliche radioaktive Isotope in Physiologie, Diagnostik und Therapie
Springer, Berlin-Göttingen-Heidelberg 1961
136. Setälä, K., Nyssönen, O., Lindroos, B.: Erfahrungen mit einer neuen Methode zur Dosisplanung in der Strahlentherapie
Strahlentherapie 129, 211, 1966
137. Setälä, K.: Klinische Erfahrungen mit einer neuen Methode zur Dosisplanung und Therapiesimulation in der Strahlentherapie
Strahlentherapie 129, 391, 1966
138. Shaw, W. F., Dougal, D.: Results of radium treatment of carcinoma of the cervix uteri
Brit. med. J. 786, 3928, 1936

139. Spechter, H. J.: Das Dosismaximum bei der Pendel- und Pendelkonvergenzbestrahlung des kleinen Beckens
Sdbd. zur Strahlentherapie 35, 74, 1956
140. Spechter, H. J.: Experimentelle Studien über die Bewegungsbestrahlung im kleinen Becken bei gynäkologischen Tumoren
Strahlentherapie 102, 229 u. 629, 1957
141. Spechter, H. J.: Die Dosisermittlung während der Bestrahlung von Uteruskarzinomen im Hinblick auf mögliche Rezidive bzw. urologische Komplikationen
Geburtsh. u. Frauenheilk. 22, 1126, 1962
142. Stone, R. S., Aebersold, P.C.: Clinical deductions from physical measurements of 200 and 1000 Kilovolt x-rays
Radiology 29, 296, 1937
143. Surmont, M.: Résultats de la TCT dans les affections OTR et gynécologiques
Atti del I. Symp. sulla Telecobaltoterapia 219, 1957
144. Trump, J. G., Granke, R. C., Wright, K. A., Evans, W. W., Have, H. F., Ewert, E. E., Conlon, W. L.: Treatment of tumors of the pelvic Cavity with supervoltage radiation
Amer. J. Roentgenol. 72, 284, 1954
145. Tudway, R. C.: The use of radioactive isotops in an applicator for the treatment of carcinoma of the cervix uteri
Acta radiol. (Stockh.) 39, 415, 1953
146. Turano, L.: Meine zweijährigen Erfahrungen mit der Röntgenbehandlung von 5000000 Volt
Strahlentherapie 65, 33, 1939
147. Vahrson, H.: Topographische Voraussetzungen für die gynäkologische Strahlentherapie
Sdbd. zur Strahlentherapie 66, 262, 1967
148. Vahrson, H.: Zur Therapie des Vaginalkarzinoms
Strahlentherapie 140/5, 492, 1970
149. Verse, H.: Eine gerätetechnische Überlegung zur Röntgenbewegungsbestrahlung
Fortschr. Röntgenstr. 77, 362, 1952
150. Wachsmann, F.: Unterschiede in der biologischen Wirkung normaler und ultraharter Strahlungen
Strahlentherapie 81, 273, 1950
151. Wachsmann, F.: Therapie mit ultraharten Röntgenstrahlen und energiereichen Korpuskeln
Strahlentherapie 86, 440, 1952

152. Wachsmann, F., Barth, G.: Die Bewegungsbestrahlung
G. Thieme, Stuttgart 1959
153. Wachsmann, F.: Buse, H.: Pendelbestrahlung über zwei
konvergente Bogenfelder
Strahlentherapie 109, 1, 1959
154. Wachsmann, F., Keller, L.: Untersuchungen über die
Dosisverteilung bei der Rotationsbestrah-
lung gynäkologischer Tumoren
Strahlentherapie 87, 278, 1952
155. Weishaar, J., Heller, R.: Experimentelle Untersu-
chungen zur Frage der Feldgröße und pro-
zentualen Dosisverteilung bei der zusätzli-
chen perkutanen Röntgen- und Kobaltbestrah-
lung des Kollumkarzinom (Messungen am
Phantom)
Strahlentherapie 119, 525, 1962
156. Welker, K.: Die Bewegungsbestrahlung mit keilfiltern
in der Co-60-Teletherapie
Strahlentherapie 132, 497, 1967
157. Werner, R.: Ein Bestrahlungskonzentrator für Röntgen-
therapie
Verh. dtsh. Röntgenges. 3, 114, 1907
158. Wichmann, H.: Die Bedingungen der Pendelkonvergenz-
bestrahlung
Röntgenstrahlen, Geschichte und Gegenwart
C.H.F. Müller A.G., 34, Hamburg 1955
159. Wichmann, H., Heinzel, F.: Leitfaden der Bewegungs-
bestrahlung
Springer, Berlin 1965
160. Williams, I.G., Kazem, I.: High voltage x-ray therapy
as a primary method of treatment for advanced
cancer of the cervix uteri
Brit. J. Radiol. 35, 18, 1961
161. Zanetti, E., Tosca, L.: Metodi di telecobaltoterapia
nel trattamento del carcinoma del collo
dell' utero
Ann. Ostet. Ginec. 81, 731, 1959

VIII. Danksagung

Herrn Prof. Dr. R. Kepp, Direktor der Frauenklinik der Justus-Liebig-Universität Gießen, bin ich für die Überlassung des Themas und eines Arbeitsplatzes in seiner Klinik zu Dank verpflichtet.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Dr. H. Vahrson für seine hilfreiche Unterstützung bei der Abfassung der Arbeit.

IX. Lebenslauf

Name: Jürgen Hartwig
geb. 17.12.38 in Hamburg

Eltern: Karl Hartwig, Postbeamter
Lissy Hartwig, geb. Dörner

Schulen: 1945 - 1949 Volksschule in
Stolp (Pommern), in dänischen
Internierungslagern und in Ham-
burg
1949 - 1958 Gymnasium in Ham-
burg-Eppendorf

Tätigkeit vor Beginn des
Studiums: 1958 - 1960 reederei-kaufm.
Lehre in Hamburg mit Abschluß
der Kaufmannsgehilfenprüfung
1960 - 1961 Ableistung des
Militärdienstes

Studium: 1961 - 1967 Medizinstudium
an der Justus-Liebig-Univer-
sität Gießen
Ärztliche Vorprüfung am
15.4.1964 in Gießen
Ärztliche Prüfung am 21.7.1967
in Gießen

Medizinalassistentenzeit: 1.10.1967 - 15.2.1968 an der
Chirurgischen Universitätskli-
nik Gießen
16.2.1968 - 30.9.1968 an der
Universitäts-Frauenklinik
Gießen
1.10.1968 - 30.9.1969 an der
Inneren Abteilung der Nordsee-
klinik Westerland/Sylt

Vom 15.10.1969 bis 30.6.1971 Tätigkeit als Mitarbeiter und Ver-
treter in einer Allgemeinpraxis im süddeutschen Raum (Böttin-
gen, Kreis Tuttlingen).

Seit 1.10.1971 Wissenschaftlicher Assistent an der Wilhelm-
Conrad-Röntgen-Klinik der Universität Gießen.

Die Experimente zu der vorliegenden Arbeit wurden 1967, 1968,
1969 und 1970 an der Strahlenabteilung der Universitäts-Frauen-
enklinik Gießen ausgeführt.

FOTO-DRUCK LENZ · 63 Gießen · Riegelpfad 32/Ecke Ludwigstraße
Telefon 0641 - 77449